UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS.
DEPARTAMENTO DE FÍSICA E MATEMÁTICA
LABORATÓRIO DE BIOMAGNETISMO
Programa de pós-graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia.

**IMAGENS DE FONTES MAGNÉTICAS USANDO UM SISTEMA
MULTICANAL DE SENSORES MAGNETORRESISTIVOS**

JUAN ALBERTO LEYVA CRUZ

Ribeirão Preto-SP-Brasil
Outubro de 2005

Juan Alberto Leyva Cruz

**IMAGENS DE FONTES MAGNÉTICAS USANDO UM SISTEMA
MULTICANAL DE SENSORES MAGNETO-RESISTIVOS**

Tese de Doutorado apresentada à
Faculdade de Filosofia Ciências e
Letras de Ribeirão Preto-USP, para
obtenção de título de doutor em
ciências – Área de Física Aplicada à
Medicina e Biologia.

Orientador: Prof. Dr.Oswaldo Baffa Filho
Co-Orientador: Prof. Dr.Antonio Adilton Carneiro

Ribeirão Preto-SP, Outubro de 2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Juan Alberto Leyva Cruz

IMAGENS DE FONTES MAGNÉTICAS USANDO UM SISTEMA. MULTICANAL DE SENSORES MAGNETO-RESISTIVOS

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto-USP, para obtenção de título de doutor em ciências – Área de Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Este doutorado foi aprovado no dia: 05-10-2005 pela seguinte Banca Examinadora:

1. Oswaldo Baffa Filho (Orientador)

Titulação: Professor Titular

Departamento: Física e Matemática

Instituição/Unidade: FFCLRP-USP

Especialidade/e ou área de atuação: Física Aplicada a Medicina e Biologia

2. Antonio Adilton Oliveira Carneiro (Co-Orientador)

Titulação: Professor Dr.

Departamento: Física e Matemática

Instituição/Unidade: FFCLRP-USP

Especialidade e/ou área de atuação: Física Aplicada a Medicina e Biologia

3. Antonio Carlos Oliveira Bruno

Titulação: Professor Dr.

Departamento: Departamento de Física

Instituição/Unidade: Centro Técnico-Científico/ Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Especialidade e/ou área de atuação: Ensaios Magnéticos Não-Destrutivos

4. Jose Ricardo de Arruda Miranda

Titulação: Livre-docência

Departamento: Departamento de Física e Biofísica

Instituição/Unidade: Instituto de Biociências / Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho.

Especialidade e/ou área de atuação: Biomagnetismo

5. Daniel Acosta Avalos

Titulação: Professor Dr.

Departamento: Engenharia Biomédica

Instituição/Unidade: Universidade Vale do Paraíba

Especialidade e/ou área de atuação: Orientação Magnética de insetos

A meus pais, “Marlenis e Roberto”; irmãos “Julio-Vladimir-Juana Maria e Robertico (in memoriam)”, minha alma se põe de pé, cada vez que penso neles;
Aos meus parentes e amigos (“Felli-Libancito”), e a minha esposa Lucilene,
por seu amor e dedicação.

"Eu poderia viver recluso numa casca de noz e me considerar rei do infinito."

Shakespeare, Hamlet, Ato 2, Cena2.

"*Hamlet* talvez quisesse dizer que, embora nós, seres humanos, sejamos muito limitados fisicamente, nossas mentes estão livres para explorar todo o universo e para avançar audaciosamente para onde até mesmo jornada nas estrelas teme seguir---> se os maus sonhos permitirem."

STEPHEN HAWKING.

O Universo numa Casca de Noz. 2001.

AGRADECIMENTOS

Agradeço cordialmente às seguintes pessoas e instituições:

Ao professor Dr. OSWALDO BAFFA FILHO, por ter tido a paciência em ensinar-me, e aconselhado em muitos assuntos, durante o período de orientação. Ao professor Dr. ANTONIO ADILTON CARNEIRO OLIVEIRA, por me transmitir conhecimentos práticos de muita ajuda, e pelos seus valiosos conselhos. Ao professor Dr. DRÁULIO BARROS DE ARAÚJO, pela sua amizade constante, sua ajuda a compreender mais a fundo, algumas ferramentas de computação avançada usando Matlab. A todos, lhes sou muito grato.

Aos técnicos: Elcio, Aziani, Adriano, Eldereis e Serginho, por sua sincera amizade e ajuda inestimável, em alguns momentos do trabalho.

Ao Dr. José E. Duran por sua boa amizade e conselhos sempre seguro.

Um agradecimento muito especial ao técnico de laboratório de biomagnetismo, Lourenço Rocha, pela sua grande amizade, confiança, e ajuda muito importante na realização desta tese.

Aos companheiros (as) do grupo de pesquisa e da pós-graduação: aos DOUTORES Felipe Chen, Fredy Tedeschi, João Borin, e George aos MESTRES Douglas, Sandra, Helen, Tiago, Mônica, Pablo³ (tem 3), Lucas, Fabio e Nivia; e aos estudantes de MESTRADO do grupo de pesquisas Marcio, Adelson, Silvio, Arthur, Bruno, Juliana, Kátia, e Paula. Aos ESTUDANTES, André, Tenyson, e Guilherme. Todas excelentes pessoas com as quais a troca de conhecimento e amizade, foi muito proveitosa e bonita.

A meus amigos mexicanos, Dr. Theodoro e Mr. Eduardo (O Lalo). Foi muito bom lhes conhecer e espero “já que Cuba e México são países muito amigos”, continuar a trabalhar juntos em pesquisa num futuro muito próximo.

Aos profissionais do DFM da FFCLRP pelo calor para comigo, em todos estes anos e em especial ao grupo de pesquisas em biomagnetismo, no qual realizei o aprendizado e as investigações do doutorado. Agradeço em especial ao **CNPq** e ao Centro Latino Americano de Física (**CLAF**) pelo apoio financeiro do trabalho.

RESUMO

Apresenta-se o desenho, construção e caracterização de uma plataforma experimental para a obtenção de imagens magnéticas bidimensionais (2D) geradas pela distribuição não uniforme em gel de vaselina de micro-partículas magnéticas (magnetita- Fe_3O_4), acomodadas em fantasmas magnéticos de geometrias irregulares. A instrumentação é basicamente formada por um arranjo multicanal de 12-sensores magnetorresistivos de última geração (modelo HMC 1001/1002 da *Honeywell*), os quais convertem os sinais magnéticos, a serem medidas, em voltagens diferenciais, que posteriormente passam-se pela etapa de condicionamento analógico multisinais, e adquiridos por uma placa de aquisição PCI de 16 canais simples, e geradas pelas fontes magnéticas (fantomas) as quais eram posicionadas acima de uma tabua porta-fantoma a qual era acionada por um sistema de posicionamento x-y, utilizando-se dois motores de passo controlados via porta paralela. A obtenção e processamento das imagens de forma automática foi levado a cabo por meio da ferramenta computacional *SmaGim^{FM} v1.0* (grupo de *scripts* escritos pelo autor, em *LABVIEW v8.1* e *Matlab v7.3*). A montagem experimental foi desenhada para realizar o *scan* numa área de até $(20 \times 18) \text{ cm}^2$. O sistema consegue medir campos na ordem de poucos nano-teslas (10^{-9} T).

Foi demonstrado experimentalmente que: a detectibilidade do sistema está na ordem de $100 \text{ pT}/\sqrt{\text{Hz}}$; a resolução, o menor valor da indução magnética detectada e a resolução espacial dos sensores foi aproximadamente de $(3 \pm 1) \text{ nT}$ e $(3.0 \pm 0.1) \text{ mm}$, respectivamente, este último obtido para uma distância sensor-fonte média de $(6.0 \pm 0.1) \text{ mm}$. O nível de ruído ambiental médio foi corroborado experimentalmente no valor de 10 nT . O fator de Calibração para todos os sensores alimentados com 8V, foi aproximadamente de 10^{-6} T/V , confirmando o valor da sensibilidade nominal oferecida pelo vendedor no *data-sheet* dos sensores.

Os multisinais sempre foram pré-processadas para a remoção dos *offset*, e posteriormente era realizadas uma interpolação bi-cúbica, para gerar imagens magnéticas com uma alta resolução espacial da ordem de (256×256) pixels. As funções de transferência da modulação e espalhamento pontual do sistema foram estudados e os sensores foram espaçados e fixados de acordo com os resultados destes estudos. Nesta tese todas as imagens cruas foram geradas pelo mapeamento da resposta do sistema multicanal de magnetômetros a pequenas distâncias e geradas pela presença de micropartículas de magnetita (Fe_3O_4) não tratada termicamente e dispersada em oito fantasmas planares com geometrias complexas e chamados como: *PhMão*; *PhNum*; *PhLines*; *PhCinco*; *PhTrês*; *PhCircle*; *PhQuadSmall* e *PhQuadBig*. As imagens magnéticas de cada um destes fantasmas é apresentada. A cada experimento, estes fantasmas eram magnetizados pela ação de um pulso magnético uniforme no volume dos fantasmas, com um valor aproximadamente de 81.6 mT , e produzido por um sistema de bobinas par de Helmholtz. Para fazer o registro experimental das imagens magnéticas, os fantasmas foram posicionados a uma altura fixa em relação aos sensores, e movidos numa direção de *scan*, assim nos detectores observávamos as voltagens gerados pela variação no campo remanente devido às diferentes concentrações de micro-partículas magnéticas magnetizadas foram medidos e controlados por um computador pessoal.

Usando as imagens cruas (imagens ruidosas e borradas) e outras informações a priori, foram obtidas as imagens reconstruídas das fontes do campo magnético, tais como, a distribuição de partículas ferrimagnéticas no interior dos fantasmas, a qual é relacionada com a susceptibilidade magnética das amostras. Encontrar as imagens das fontes magnéticas, é resolver o problema magnético associado, e nosso trabalho estas restaurações foram realizadas usando-se os seguintes algoritmos numéricos de deconvolução, filtragem espacial de *Wiener* e

Fourier, o filtragem Pseudo-inversa, o método do gradiente conjugado e os procedimentos de regularização de *Tikhonov* e Decomposição de Valores singulares truncados, dentre outros. Estes procedimentos foram implementados e testados. As imagens reconstruídas das fontes magnéticas de quatro fantasmas são apresentadas. Estas técnicas foram programadas computacionalmente por meio de um conjunto de scripts chamados de SmaGim^{FM} v1.0, estes foram escritos nas linguagens computacionais *MATLAB*® desde a *MathWorks Inc.*; e *LABVIEW* desde a *National Instruments Inc.*

Estes resultados preliminares mostram que o sistema de imagens apresenta potencial para ser aplicada em estudos na área da Física Médica, onde imagens com moderada para alta resolução espacial e baixa amplitude da indução magnética são exigidas. Contudo, podemos afirmar que a distância sensor-fonte é crítica e afeta a resolução das imagens. O sistema é capaz de registrar imagens na ordem de 10^{-9} T, e sua elevada resolução espacial indica que pode ser testada como uma nova técnica biomagnética para gerar imagens em 2D de partículas magnéticas dentro de objetos, na região do campo próximo, para futuras aplicações médicas.

ABSTRACT

We have designed and build a magnetic imaging system for obtaining experimental noisy and blurred magnetic images from distribution of ferromagnetic tracers (magnetite Fe_3O_4). The main part of the magnetic imaging system was formed by a linear array composed of 12-magnetoresistive sensors from Honeywell Inc. (HMC 1001). These sensors are microcircuits with a configuration of wheatstone-bridge and convert magnetic fields into differential voltage, which after pass for the multichannel signal stage can be to measure magnetic signals about of 10^{-9} T. The system is capable of scanning planar samples with dimensions up to (16x18) cm square.

A full experimental characterization of the magnetic imaging system was carried out. The calibration factor for all sensor supplied by 8 V, was approximately 10^{-6} T/V, confirming the data sheet nominal properties from the vendor. The spatial resolution and the resolution of the magnetic imaging system were experimentally confirmed to be 3 mm and 3 nT, respectively. The spectral density noise was about $0.15 \text{ nT} / \sqrt{\text{Hz}}$, for the experimental conditions used in these studies. The signals were pre-processed for *offset* remove and the interpolation for spatial resolution improves and generates images of (256x256) pixels. The point spread and modulation transference functions of multi-sensor system were studied and the sensors were spaced accordingly. In this thesis, all raw images were generated by mapping the response of the magnetoresistive magnetometers multichannel array at short distances due to the presence of uncooked magnetite powder dispersed in eight planar phantoms with complex geometries and called as: *PhMão*; *PhNum*; *PhLines*; *PhCinco*; *PhTrês*; *PhCircle*; *PhQuadSmall* and *PhQuadBig*. These phantoms were magnetized by a uniform pulse field of approximately of 81.6 mT produced by a Helmholtz coil system. The samples were moved under the magnetoresistive sensors and the voltages generated by the variation in remanent magnetic field due to different magnetized ferromagnetic particles concentrations were recorded and controlled by a personal computer.

Using the experimental noisy and blurred magnetic field images (raw images), and some another, *a priori* information's, the reconstruction of the magnetic field source images, such as, the distribution of ferromagnetic particles inner of the phantoms which are related with magnetic susceptibility, was obtained by various inverse problem solution algorithms', such as, the spatial Wiener and Fourier filtering, the Pseudo-inverse filtering; the conjugated gradient and Tikhonov and Decomposition of Truncated Singular Values approaches and others. These procedures were implemented by mean of the scripts set called SmaGim^{FM} v1.0, that we developed using the MATLAB® language from MathWorks Inc.

A preliminary result shows that this magnetic imaging system join to some deconvolution technique can be considered efficient to be used in functional images of the gastrointestinal tract, where a moderate resolution is required. We can affirm that at a distance sensor-source choose is a critical parameter and affects the resolution of the images; and we can conclude that this magnetic images method can be successfully used to generate planar blurred magnetic images and magnetic field sources images in the near field region at macroscopic level generated by ferromagnetic materials.

Keywords: *Inverse Magnetic Problems, Deconvolution, Multichannel System, Magnetic Sensors, Magnetic Imaging, Point Spread Function*

SUMÁRIO

Lista de Figuras.....	xii
------------------------------	------------

Capítulo 1. Introdução

1.1 Introdução.....	1
1.2 Objetivos.....	8
1.3 Referências bibliográficas.....	9

Capítulo 2. Revisão da literatura

2.1 Introdução.....	12
2.2 Microscopia de força magnética (MFM).....	13
2.2 Magnetovision.....	17
2.4 Imagens das fontes magnéticas em geofísica.....	20
2.5 Problema inverso na área de ensaios não – destrutivos (NDE).....	25
2.6 Eletroencefalografia (EEG).....	31
2.7 Magnetoencefalografia (MEG) e magnetocardiografia (MCG).....	32
2.8 Magnetogastrografia (MGG).....	43
2.9 Referências bibliográficas.....	48

Capítulo 3. Problema inverso e métodos de solução

3.1 Introdução.....	59
3.2 Formação de uma imagem	59
3.3 Problema inverso.....	60
3.4 Problemas mal-condicionados	61
3.5 Decomposição de valores singulares (DVS).....	62
3.6 Decomposição de valores singulares truncados (T-SVD).....	65
3.7 Método de regularização de <i>Tikhonov</i>	66
3.8 Filtro Inverso, pseudo-inverso e de <i>Wiener</i>	69
3.9 Estimativas das densidades espectrais do ruído e da imagem.....	70
3.10 Deconvolução via filtro de <i>Wiener</i> paramétrica generalizada.....	76
3.11 Deconvolução usando filtragem espacial de <i>Fourier</i> (D-FFT).....	80
3.12 Método do gradiente conjugado.....	84
3.13 Referências bibliográficas.....	88

Capítulo 4. Métodos de medição de campos magnéticos

4.1. Introdução.....	89
4.2 Bobina de indução.....	92
4.3 Sensores por efeito <i>Hall</i>	94
4.3 Sensores por ressonância magnética nuclear.....	97
4.4 Sensores magnéticos tipo <i>Fluxgates</i>	99
4.5 Sensores magnéticos tipo <i>SQUIDS</i>	102
4.7 Sensores magnetorresistivos. Princípio de funcionamento.....	106
4.8 Referências bibliográficas.....	114

Capítulo 5. Propriedades magnéticas das substancias

5.1 Introdução.....	116
5.2 Tipos de materiais magnéticos.....	117
5.3 Susceptibilidade magnética.....	118
5.4 Sobre os domínios ferromagnéticos.....	119
5.5 Histerese magnética.....	120
5.6 Magnetismo dos sensores magnetorresistivos. Permalloy.....	121
5.7 Referências bibliográficas.....	123

Capítulo 6. Sistema magnético e resposta dos sensores a uma amostra magnetizada. Função de espalhamento pontual

6.1 Caracterização do sistema de magnetização... ..	124
6.2 Campo magnético gerado por uma fonte extensa bidimensional.....	133
6.3 Resposta dos sensores á uma amostra em 2D e sua discretização.....	137
6.4 Função de espalhamento pontual do sistema (PSF)	142
6.5 Referências bibliográficas.....	145

Capítulo 7. Resultados Experimentais I

7.1 Introdução.....	146
7.2 Condicionamento dos sinais.....	148
7.3 Construção do Circuito de Geração dos pulsos de set e set.....	155
7.4 Montagem do sistema automático de aquisição dos sinais.....	157
7.5 Calibração do sistema multicanal.....	162
7.6 Referências bibliográficas.....	171

Capítulo 8. Resultados experimentais II

8.1 Introdução.....	172
8.2 Construção dos fantasmas.....	172
8.3 Determinação da resolução do SMGRA.....	174
8.4 Determinação da distancia ótima entre os sensores.....	178
8.5 Resolução espacial do sistema de imagens magnéticas.....	185
8.6 Repetitividade na obtenção das imagens.....	193
8.7 Imagens magnéticas degradadas.....	196
8.8 Resolução das imagens magnéticas com a distância sensores-fonte.....	205
8.9 PSF e MTF. Imagens magnéticas do ruído e análise de <i>Picard</i>	209
8.10 Problema direto.....	215
8.11 Obtenção das imagens das fontes magnéticas.....	221
8.12 Análises e discussões.....	268
8.13 Referências bibliográficas.....	277

Capítulo 9. Conclusões.....

Apêndice e anexos.....

APÊNDICE 1. Interfaces gráficas para o controle e processamento e visualização dos sinais e imagens medidos experimentalmente.....	285
---	-----

ANEXO 1. Demonstração da solução do problema inverso usando o método de regularização, chamado de decomposição singular truncado (SVD-T).....	293
--	-----

LISTA DE FIGURAS

Capítulo 1

Fig. 1. Principais fontes de campos biomagnéticos localizados no corpo humano.

Capítulo 2

Fig. 2.1 Imagem da magnetização obtida usando MFM.

Fig. 2.2 Imagem magnética da magnetização de um disquete *floppy* de 3 ½ polegadas.

Fig. 2.3. Imagens da magnetização de padrões de bits F6 (11110110).

Fig. 2.4 Imagem degradada na área de (3 μ m x 10. 5 μ m).

Fig. 2.6. Imagem processada na área de (8.6 μ m x 15 μ m).

Fig. 2.5 Imagem realçada da mesma da região na Fig. 2.4.

Fig. 2.7 Imagem Usando MFM da região na Fig. 2.6.

Fig. 2.8 Distribuição da intensidade do campo magnético obtida computacionalmente.

Fig. 2.9 Esquema de um sistema de magnetovisão.

Fig. 2.10 Mapas do campo magnético para varias distancias sensor-fonte.

Fig.s 2.11 Modelos de anomalias magnéticas.

Fig. 2.12. Imagem de susceptibilidade magnética, nos três modelos da Fig. 2.11.

Fig. 2.13 Em (a) temos a imagem magnética medida de um avião, e em (b) a imagem do campo magnético líquido (b). A imagem da susceptibilidade magnética a 800m usando inversão suavizada mostra-se em (c) e a focalizada em (d).

Fig. 2.14 Estrutura de um Sistema de NDE usando energia magnética.

Figure 2.15. Representação do mapa de contornos e da superfície do campo magnético devido a esferas magnetizadas a 25 mm acima das amostras [Extraída de ³⁷].

Figure 2.16. Imagens da distribuição da magnetização produto da solução do problema inverso [Extraída de ³⁷]

Fig. 2.17 Imagens magnéticas de seis dipolos com a mesma intensidade.

Fig. 2.18. Apresentamos a variação do campo magnético de uma amostra de alumínio de um processo de corrosão em andamento.

Fig. 2.19. Câmara isolada de campos ambientais de origem magnética desenhada por ZIMMERMAN no *Massachusetts Institute of Technology* [Extraída de Cf⁵⁷].

Fig. 2.20. Na parte de acima mostramos o MCG e ECG (baixo) registrado para um paciente normal.

Fig. 2.21 Magnetocardiograma e eletrocardiograma de um feto.

Fig. 2.22 Em (a) Diferentes MCG medidos com um Cardiomagnetômetro de 99 canais em um paciente sofrendo uma taquicardia ventricular, b) o batimento normal do ritmo sinusal e c) batimento extracístólico ventricular.

Fig. 2.23 Mapas isointegral de um indivíduo normal e de outro com uma isquemia cardíaca.

Fig. 2.24. Campo magnético medido sobre a área temporal e parietal por dois sensores depois de uma estimulação elétrica na mão esquerda de um voluntário.

Fig. 2.25: Esquerda mostra a ativação cortical do córtex somatosensorial primária durante a estimulação do nervo médio.

Fig. 2.26. Comparação dos métodos de IFM com fMRI na localização de zonas de ativação.

Fig. 2.27 Imagens mostrando a localização da zona de ativação ao estimular o dedo indicador esquerda.

Fig. 2.28 Falha na localização da zona de ativação ao estimular o dedo indicador esquerda.

Fig. 2.29 Imagens de fontes magnéticas degradadas e suas correspondentes imagens reconstruídas.

Capítulo 3

Figura 3.1 Esquema que mostra o processo de formação de uma imagem.

Figura 3.2 Estrutura do problema inverso

Figura 3.4 O gráfico de *Picard*.

Figura 3.5 Esquema funcional da regularização na solução do problema inverso.

Figura 3.6 Esquema que mostra o processo de inverso.

Figura 3.11 Apresenta-se o diagrama lógico aplicação do Filtro de Wiener.

Capítulo 4

Figura 4.1 Em (a) um sensor convencional, em (B) um sensor magnético.

Figura 4.2 Classificação dos diferentes tipos de magnetômetros.

Figura 4.3 Ação de um campo magnético variável sobre uma espira indutora sensora.

Figura 4.4 Funcionamento do sensor tipo *Hall*.

Figura 4.5 Esquema do magnetômetro de precessão nuclear.

Figura 4.6 Funcionamento do *Fluxgate*.

Figura 4.7 Configuração básica do sensor *Fluxgate*.

Figura 4.8 Esquema geral de um *Dewar* onde é esfriado o sensor SQUIDS.

Figura 4.9 Anel supercondutor mostrando a junção resistiva de Josephson.

Figura 4.10 Em (a) mostramos o circuito da ponte de *Wheatstone* dos *smgra*, e em (b) ilustramos um elemento de um *rmgr* com o campo e a corrente aplicada.

Figura 4.11 Em (a) observamos a ponte do sensor HMC 1001 sendo alimentado e em (b) esquema ilustrando o efeito magneto-resistivo.

Figura 4.12 Curva característica do efeito magneto-resistivo.

Figura 4.13 As barras de alumínio formam os chamados pólos *Barber*.

Capítulo 5

Figura 5.1 Característica do Ferrimagnetismo. (extraída de ²)

Figura 5.2. Curva de histerese magnética.

Figura 5.3 Curva de histerese de um material ferromagnético do Permalloy.

Capítulo 6

Figura 6.1 Esquema do sistema de magnetização. Um bloco de circuitos e um par de bobinas de Helmholtz.

Figura 6.2 Esquema detalhado do funcionamento do circuito do sistema de magnetização.

Figura 6.3 Circuito RLC em série, tendo em conta os parâmetros do circuito, obtemos que a resposta do circuito é criticamente amortecida, pois a frequência de *neper* é aproximadamente igual à frequência ressonante do circuito ($\alpha = 100\text{Hz} \cong \omega_0 = 129\text{Hz}$).

Figura 6.4 Bobinas de magnetização em configuração do par de Helmholtz. Corrente elétrica nas bobinas de magnetização e o campo magnético produzido pela corrente.

Figura 6.5 Corrente elétrica nas bobinas de magnetização (a) e o campo magnético produzido pela corrente que circula no par de bobinas de *Helmholtz* (b). Vê-se que os valores picos são, 793A e 816gauss, respectivamente.

Figura 6.6 Campo magnético do pulso magnetizante medido pelo sistema multicanal, a uma distância das bobinas de 2.50m, aproximadamente.

Figura 6.7 Análise da uniformidade do sistema magnético. Obtemos uma homogeneidade de 0.5%, para o volume de uma esfera de raio aproximadamente igual à metade do raio das bobinas, que em nosso caso foi de 0.24m.

Figura 6.8 Sistema de coordenadas situado na amostra magnetizada.

Figura. 6.9 Função de passo ou *step function* que tem comportamento de filtro no espaço das frequências espaciais.

Figura 6.10 Componentes em K_x e K_y da função filtro *step function*.

Capítulo 7

Figura 7.1 Fluxograma geral da obtenção das imagens das fontes magnéticas.

Figura 7.2 Esquema geral do controle das medições com PC via placa de aquisição.

Figura 7.3 Circuito da fonte de alimentação bipolar “super-filtrada” gerando uma voltagem de $\pm 8V$

Figura 7.4: Esquema do circuito usado no condicionamento dos sinais multisensor.

Figura 7.5 Circuito de um amplificador de instrumentação clássico discreto.

Figura 7.6 Relação do CMRR quando o amplificador de instrumentação tem os buffers acoplados (x) e não acoplados (+) na entrada não-inversora.

Figura 7.7 Circuito detalhado com a função de gerar os pulsos de set e reset.

Figura 7.8 Forma da onda dos pulsos set e reset simulado usando Matlab (a), em (b) foto do pulso adquirido experimentalmente.

Figura 7.9 Esquema geral do sistema de varredura e das medições simultâneas do sistema multicanal de sensores magnetorresistivos.

Figura 7.10 Foto da instrumentação utilizada nesta Tese.

Figura 7.11 Painel frontal da rotina que controla o movimento do motor de passo e as medições do sistema multicanal.

Figura 7.12. Fluxograma da rotina que controla de forma automática o movimento do motor de passo e as medições do sistema de magnetômetros multicanal.

Figura 7.13 Esquema experimental da calibração sistema multicanal de sensores magnetorresistivos.

Figura 7.14. Forma do sinal campo magnético senoidal medido pelo magnetômetro *Fluxgate* comercial, para uma amplitude de aproximadamente 140nT de pico.

Figura 7.15 Forma dos sinais medidos pelo sistema multicanal de smgra.

Figura 7.16 Relação do campo magnético medido pelo *Fluxgate* e pelo sistema multisensor versus a voltagem aplicada no sistema magnético de calibração.

Figura 7.17 Painel frontal ilustrando as medições do sistema multicanal fazendo a calibração.

Figura 7.18 Curvas de calibração do sistema multicanal, as gráficas em (a-f) correspondem aos sensores (1-6), respectivamente.

Figura 7.19 Curvas de calibração do *sistema multicanal*, as gráficas em (a-f) correspondem aos sensores (7-12), respectivamente.

Figura 7.20 Curvas de calibração do sistema multicanal com ajuste linear e inclinação corrigida em (a), com ajuste linear, inclinação e intercepta corrigidos.

Capítulo 8

Figura 8.1 Diferentes tipos de phantom construídos nesta tese.

Figura 8.2 Resposta do Filtro passa-baixa de ordem 40 e frequência de corte de 200 Hz em (a) e de 34 Hz em (b).

Figura 8.3 Análises espectrais do sistema multi-sensores.

Figura 8.4 Sinais do campo magnético e sua densidade espectral de potencias.

Figura 8.5. Campo magnético teórico calculado usando Matlab.

Figura 8.7 Modelagem do sistema de imagem é um filtro digital.

Figura 8.8 Arranjo linear de sensores equidistantes.

Figura 8.9 Padrões da função de sensores *versus* distancia entre eles.

Figura 8.10 Padrões da função de sensores *versus* varias distância entre eles em (b) de 10 mm, (c) de 15 mm e em (d) de 20 mm.

Figura 8.11 Janela da interface gráfica *Adquisition.vi* utilizada para avaliar o estado de funcionamento dos sensores, antes de começar a realizar os experimentos.

Figura 8.12 *Phantoms* de duas fontes pontuais feitas de material magnético (Fe_2O_3).

Figura 8.13 Imagem das fontes pontuais bidimensionais e na direita sua correspondente vista em 3D do campo magnético para várias distâncias sensor-fonte variando entre: 8 mm, 10 mm, 15 mm.

Figura 8.14 Imagem das fontes pontuais bidimensionais e na direita sua correspondente vista em 3D do campo magnético para várias distâncias sensor-fonte variando entre: 20 mm, 25 mm, 30 mm.

Figura 8.15 Imagem das fontes pontuais bidimensionais e na direita sua correspondente vista em 3D do campo magnético para várias distâncias sensor-fonte variando entre: 35 mm, 40 mm, 45 mm.

Figura 8.16 Imagem das fontes pontuais bidimensionais e na direita sua correspondente vista em 3D do campo magnético para várias distâncias sensor-fonte variando entre: 50 mm, 55 mm e 63 mm.

Figura 8.17 Resolução espacial do sistema de imagens magnéticas para diferentes distâncias sensor fontes.

Figura 8.18 Dependência de resolução espacial com a distância sensor-fonte. Nas regiões de trabalhos temos 10 mm e 25 mm de resolução.

Figura 8.19 Imagens magnéticas borradas em tons de cinza desde (a)-(b), feitas em intervalos de tempo de 60 minutos.

Figura 8.20 Imagens magnéticas degradadas obtidas em momentos de tempo diferentes fazendo uma varredura sobre um phantom pontual magnético.

Figura 8.21 Janela da interface gráfica da poli-rotina mãe *RotinaMadrefinal.m* (**SmaGim^{FM}**). Controla a obtenção e processamento das imagens.

Figura 8.22 Sinais multicanais e imagens magnéticas degradada do phantom *PhMão* para uma distância sensor fonte de 8 mm.

Figura 8.23 Sinais multicanais e imagens magnéticas degradadas do phantom *PhNum* para uma distância sensor fonte de 8 mm.

Figura 8.24 Sinais multicanais e imagens magnéticas degradadas do phantom *PhLine* para uma distância sensor fonte de 8 mm.

Figura 8.25 Sinais multicanais e imagens magnéticas degradadas do phantom *PhQuadSmall*, para uma distância sensor fonte de 8 mm.

Figura 8.26 Sinais multicanais e imagens magnéticas degradada do phantom *PhQuadBig* para uma distância sensor fonte de 8 mm.

Figura 8.27 Sinais multicanais e imagens magnéticas degradada do phantom *PhCinco* para uma distância sensor fonte de 8 mm.

Figura 8.28 Sinais multicanais e imagens magnéticas degradadas do phantom *PhTres* para uma distância sensor fonte de 8 mm.

Figura 8.29 Sinais multicanais e imagens magnéticas degradadas do phantom *PhCircle* para uma distância sensor fonte de 20 mm.

Figura 8.30 Modelo geométrico onde foram feitas as imagens para estudar a degradação das imagens em função das distâncias sensor-fonte.

Figura 8.31 Imagens magnéticas degradadas do fantom *PhCircle* ao aumentar a distância sensor-fonte.

Figura 8.32 Sinais com *offset* corrigido e imagem magnética degradada com vista em 3D obtidas no estudo da degradação das imagens do fantom *PhCircle* ao aumentar a distância sensor-fonte desde 8mm, 20 mm e 55 mm.

Figura 8.33 Função de espalhamento pontual e sua respectiva função de transferência de modulação para distância sensor-fonte igual a 8 mm (parte superior) e 20 mm (parte inferior).

Figura 8.34 Imagens degradadas do ruído magnético medido antes de obter as imagens magnéticas degradadas do fantom *PhCinco* (parte superior) e para *PhCircle* (parte inferior), respectivamente.

Figura 8.35 Imagens degradadas do ruído magnético medido antes de obter as imagens magnéticas degradadas do fantom *PhLines* (parte superior) e para *PhTres* (parte inferior), respectivamente.

Figura 8. 36 Condição de Picard para *PhCinco* (a), para *PhCircle* em (b), para *PhLines* (c) e para *PhTres* em (d).

Figura 8.33 Modelos geométricos cobertos pela uma malha de elementos finitos de todos os fantoms a serem usados na deconvolução.

Figura 8.34 Imagens magnéticas degradadas simuladas para cada fantom. Assim como uma representação das linhas de força do campo magnético produzido por cada um deles.

Figura 8.35 Imagens das fontes magnéticas simuladas para cada fantom.

Figura 8.36 Janela da interface gráfica da poli-rotina mãe **SmaGim^{FM}** que controla a execução dos diferentes métodos de solução do problema inverso implementados usando a linguagem de programação MATLAB®.

Figura 8.37 Vista em 3D da imagem magnética degradada em (a) e da imagem das fontes magnéticas em (b) correspondente ao fantom *PhCinco* a uma distância sensor fonte de 8 mm.

Figura 8.38 Imagens indexadas, em tons de cinza e de contorno antes de campo magnético e de suas respectivas imagens magnéticas degradadas do fantom *PhCinco* em (a), (b) e em (c), respectivamente.

Figura 8.39 Imagens das fontes de campo magnético e de suas respectivas imagens magnéticas degradadas do fantom *PhCinco* usando o método da Filtragem espacial de Fourier em (a) e (b), e a filtragem Pseudo-Inversa em (c) e (d), respectivamente.

Figura 8.40 Imagens das fontes magnéticas do ***PhCinco*** restauradas variando a tolerância ou critério de parada usando o método do Gradiente Conjugado.

Figura 8.41 Imagem reconstruída com escolha automática da tolerância usando o método do Gradiente Conjugado.

Figura 8.42 Imagem reconstruída usando Algoritmo de *Lucy-Richardson*.

Figura 8.43 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* usando o Filtro Regularizado.

Figura 8.44 Imagens reconstruídas do fantom ***PhCinco*** mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.1, 0.05, 0.01, 0.005, 0.003, 0.002]$, para obter a melhor imagem possível das fontes usando o método de Regularização de *Tikhonov*.

Figura 8.45 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.001, 0.0008, 0.0007, 0.0005, 0.0001, 0.00001]$, para obter a melhor imagem possível das fontes usando o método de Regularização de *Tikhonov*.

Figura 8.46 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.0025, 0.0024, 0.0022, 0.002, 0.0019, 0.0018]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T).

Figura 8.47 Imagens reconstruídas do fantom ***PhCinco*** mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.0017, 0.0016, 0.0015, 0.0014, 0.0013, 0.0012]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T).

Figura 8.48 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.001, 0.00099, 0.0008, 0.0006, 0.0005, 0.0001]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T).

Figura 8.49 Vista em 3D da imagem magnética degradada em (a) e da imagem das fontes magnéticas em (b) correspondente ao fantom *PhCircle* a uma distância sensor fonte de 20 mm.

Figura 8.50 Imagens em tons de cinza, de contornos, e indexada das fontes de campo magnético e de suas respectivas imagens magnéticas degradadas do fantom *PhCircle* em (a), (b) e em (c), respectivamente.

Figura 8.51 Imagens das fontes de campo magnético e de suas respectivas imagens magnéticas degradadas do fantom *PhCircle* usando o método da Filtragem espacial de Fourier em (b) e (a), e a filtragem Pseudo-Inversa em (d) e (c), respectivamente.

Figura 8.52 Imagens reconstruídas do fantom *PhCircle* usando o Filtro Regularizado.

Figura 8.53 Imagem reconstruída usando Algoritmo de *Lucy-Richardson* do fantom *PhCircle* para uma distância sensor-fonte igual a 20 mm.

Figura 8.54 Imagem magnética degradada e sua correspondente imagens reconstruída para o fantom *PhCircle*, usando método Gradiente Conjugado. A distância sensor fonte foi de 20 mm.

Figura 8.55 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.05, 0.008, 0.001, 0.0007, 0.0006, 0.0005]$, para obter a melhor imagem possível das fontes usando o método de Regularização de *Tikhonov*.

Figura 8.56 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.0004, 0.0003, 0.00028, 0.00025, 0.00021, 0.00019]$, para obter a melhor imagem possível das fontes usando o método de Regularização de *Tikhonov*.

Figura 8.57 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.00017, 0.00015, 0.00012, 0.0001, 0.00005, 0.00001]$, para obter a melhor imagem possível das fontes usando o método de Regularização de *Tikhonov*.

Figura 8.58 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.001, 0.0008, 0.0007, 0.0006, 0.0005, 0.0004]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T) .

Figura 8.59 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.0003, 0.00028, 0.00028, 0.00027, 0.00026, 0.00025]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T) .

Figura 8.60 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.00024, 0.00023, 0.00021, 0.00018, 0.00018, 0.00017]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T) .

Figura 8.61 Imagens reconstruídas do fantom *PhCinco* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.00015, 0.00014, 0.00012, 0.0001, 0.00005, 0.00007]$, para se obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T) .

Figura 8.62 Vista em 3D da imagem magnética degradada em (a) e da imagem das fontes magnéticas em (b) correspondente ao fantom *PhLines* a uma distância sensor fonte de 8 mm.

Figura 8.63 Imagens em tons de cinza, de contornos, e indexada das fontes de campo magnético e de suas respectivas imagens magnéticas degradadas do fantom *PhLines*, respectivamente.

Figura 8.64 Imagens das fontes magnéticas do campo magnético e de suas respectivas imagens magnéticas degradadas do fantom *PhLines* usando o método da Filtragem espacial de Fourier em (b) e (a), e a filtragem Pseudo-Inversa em (d) e (c), respectivamente.

Figura 8.65 Imagens reconstruídas do fantom *PhLines* usando o Filtro Regularizado.

Figura 8.66 Imagem reconstruída usando Algoritmo de *Lucy-Richardson* do fantom *PhLines* para uma distância sensor-fonte igual a 8 mm.

Figura 8.68 Imagens reconstruídas do fantom *PhLines* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.9, 0.7, 0.1, 0.008, 0.006, 0.004]$, para obter a melhor imagem possível das fontes usando o método de Regularização de *Tikhonov*.

Figura 8.69 Imagens reconstruídas do fantom *PhLines* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.002, 0.001, 0.0009, 0.00009]$, para obter a melhor imagem possível das fontes usando o método de Regularização de *Tikhonov*.

Figura 8.70 Imagens reconstruídas do fantom *PhLines* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [1, 0.8, 0.6]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T) .

Figura 8.70 Imagens reconstruídas do fantom *PhLines* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.4, 0.3, 0.25]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T) .

Figura 8.71 Imagens reconstruídas do fantom *PhLines* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.2, 0.18, 0.15]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T) .

Figura 8.72 Imagens reconstruídas do fantom *PhLines* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.12, 0.09, 0.05]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T) .

Figura 8.73 Vista em 3D da imagem magnética degradada em (a) e da imagem das fontes magnéticas em (b) correspondente ao fantom *PhTres* a uma distância sensor fonte de 8 mm.

Figura 8.78 Imagem reconstruída usando Algoritmo de *Lucy-Richardson* do fantom *PhTres* para uma distância de *Litoff* igual a 8 mm.

Figura 8.74 Imagens em tons de cinza, de contornos, e indexada das fontes de campo magnético e de suas respectivas imagens magnéticas degradadas do fantom *PhTres*, respectivamente.

Figura 8.75 Imagens das fontes magnéticas do campo magnético e de suas respectivas imagens magnéticas degradadas do fantom *PhTres* usando o método da Filtragem espacial de Fourier em (b) e (a), e a filtragem Pseudo-Inversa em (d) e (c), respectivamente.

Figura 8.76 Imagem magnética degradada e sua correspondente imagens reconstruída para o fantom *PhTres*, usando método Gradiente Conjugado. A distância sensor fonte foi de 8 mm.

Figura 8.77 Imagem reconstruída usando Algoritmo de Filtro Regularizado do fantom *PhTres* para uma distância sensor-fonte igual a 8 mm.

Figura 8.79 Imagens reconstruídas do fantom *PhTres* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.05, 0.03, 0.02, 0.01, 0.009, 0.005]$, para obter a melhor imagem possível das fontes usando o método de Regularização de *Tikhonov*.

Figura 8.80 Imagens reconstruídas do fantom *PhTres* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.002, 0.001, 0.0007, 0.0004, 0.0002, 0.00005]$, para obter a melhor imagem possível das fontes usando o método de Regularização de *Tikhonov*.

Figura 8.81 Imagens reconstruídas do fantom *PhTres* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.003, 0.002, 0.001, 0.0009, 0.0007, 0.0006]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T).

Figura 8.82 Imagens reconstruídas do fantom *PhTres* mudando o parâmetro de regularização ou tolerância em $\lambda = [0.0005, 0.0004, 0.0003, 0.0002, 0.0001, 0.00005]$, para obter a melhor imagem das fontes usando o método da Decomposição Espectral de Valores Singulares Truncados (SVD-T).

Figura 8.83 Desempenho dos diferentes métodos de desconvolução usados na tese para a obtenção das imagens das fontes magnéticas dos diferentes fantoms.

Figura 8.84 Norma do residual e da solução a cada índice de iteração usando o método do Gradiente Conjugado. Em (a-d) para os fantoms PhCinco, PhCircle, PhLines e PhTres, respectivamente.

Figura 8.85 Histogramas das imagens original em (a), da imagem degradada em (b) e finalmente da imagem restaurada (c), usando o método do gradiente Conjugado e em (d) o correspondente à imagem reconstruída via Filtragem Wiener Paramétrica Generalizada.

Capítulo 1 INTRODUÇÃO

1.1 Introdução

OFATO DAS CELULAS vivas, como unidade básica da vida, possuir membranas celulares (**MC**), que mantém o controle de cargas elétricas e íons no seu interior por meio da polarização, e despolarização, impõe uma natureza elétrica às células e em geral à matéria viva. De modo que os modelos de membranas celulares mais aceitos na atualidade são dominados por uma distribuição de carga positiva, no exterior da MC e uma negativa no interior. Porém, a maior importância destas cargas elétricas é que elas dão às células a devida excitabilidade, isto é, a capacidade de entrar em ação sob a atuação dos agentes ou estímulos externos ou internos, aos quais pode assim reagir. Contudo esta capacidade faz com que a matéria viva seja fonte de campos elétricos e magnéticos; e por tanto possa interagir com esses campos. É bem conhecido que os sinais dos efeitos destas interações e/ou gerações de campo (matéria – energia) apresentam uma fraca intensidade.

Embora o magnetismo seja conhecido desde a antiguidade¹; foi a partir de 1970 que se inicia o crescimento ou a “evolução” do biomagnetismo. Principalmente por meio dos trabalhos de *Edgard Edelsack*, *James Zimmerman* e *David Cohen* que conseguiram, com absoluto sucesso, medir sem contato pela primeira vez o sinal campo magnético gerado pelo coração de uma pessoa, tendo o mesmo uma relação sinal ruído comparável ao do eletrocardiograma¹. Podemos definir que o biomagnetismo ocupa-se de medir e analisar os campos magnéticos produzidos pelos sistemas vivos. Na Fig. 1

apresentamos um exemplo de algumas das fontes de campos biomagnéticos localizadas no interior do corpo humano² a) naturalmente, seja por correntes de despolarizações e repolarizações musculares, atividade síncrona de grupos neurais, ou b) artificialmente através de marcadores magnéticos inseridos no corpo humano ou mesmo por indução. Nestes casos por meio dos magnetoencefalogramas³ (MEG), magnetocardiogramas⁴ (MCG), e magnetogastrogramas⁵ (MGG) podem-se estudar de forma não invasiva as funções do cérebro, coração e do sistema gástrico.

Figura 1: Principais fontes de campos biomagnéticos localizados no interior do corpo humano (extraída de Barros de Araújo et al., 1999)³.

Estudos experimentais⁶⁻⁸ têm mostrado que os sinais dos campos neuromagnéticos típicos encontram-se na ordem de (20 – 500) fT, os emitidos pelo coração são também extremamente baixos na faixa de (0.1 – 100) pT, e o sistema gastrintestinal e em especial o estômago produzem um campo magnético da ordem de 30 – 100) pT. Para registrar estes sinais precisa-se de equipamentos como

magnetômetros ultra-sensíveis tais como os dispositivos supercondutores de interferência quântica, ou SQUIDS (siglas da frase em inglês Superconducting Quantum Interference Device).

As pesquisas na área do biomagnetismo visam correlacionar o campo magnético medido, ou as fontes magnéticas que os geram, com algum problema de saúde ou anormalidade. Sendo possível ter essas informações, se analisa a região da fonte de onde ele foi originado. Deste modo podem ser caracterizados padrões de sinais magnéticos semelhantes aos elétricos, e assim servir para ajudar o médico a inferir o estado de saúde do paciente. Pelo que se podem inferir padrões ou mapas de campo magnéticos normais e anormais⁹.

Uma das regiões que é de nosso interesse e que apresenta atividade elétrica e magnética constitui o trato gastrointestinal. O sistema gastrointestinal é importante na administração ao organismo dos nutrientes necessários para a continuidade do metabolismo; é responsável pelo armazenamento dos alimentos ingeridos, sua trituração e mistura com a secreção gástrica, e na liberação dos mesmos, ou esvaziamento através do duodeno. O processo digestivo é o resultado de diversos e complexos sub-processos que se originam nos músculos lisos das paredes do estômago. A despolarização das membranas das células dos músculos lisos origina uma atividade elétrica no estômago, semelhante a um marca-passo situado no corpo do estômago, que se converte numa onda mecânica que avança desde o corpo até o antro com um tempo de duração aproximadamente de 20s. Isto faz com que apareça um padrão de frequência da atividade elétrica do estômago, sendo a mesma da ordem de 0,05Hz ou três ciclos por minuto. No intestino a atividade elétrica é propagada desde vários marca-passos situados em várias localizações e exhibe então um gradiente de frequências na faixa de 12

ciclos por minuto no duodeno e chega à região mais distal até oito ciclos por minuto. Esses marca-passos podem ser modelados também como dipolos elétricos e magnéticos e podemos chamá-los de dipolos gástricos como as principais fontes dos campos magnéticos gástricos naturais. Um resumo sobre a modelação de campos magnéticos gerados pelo trato gastrointestinal pode ser encontrado no trabalho de Irimias et al¹⁰.

Alem da região gástrica, o corpo humano gera energia por meio de vários órgãos e sistemas de órgãos através de campos bioelétricos e biomagnéticos intrínsecos, além da energia mecânica e térmica. Mas é sabido que existem outras fontes que podem gerar campos magnéticos, tais como: as partículas ferromagnéticas contaminantes que chegam até o interior do corpo pela alimentação ou ao inspirar o ar do meio ambiente contaminado. Estas, alojam-se em órgãos como os pulmões; e por último os traçadores ferromagnéticos (TFM) ou marcadores magnéticos (MM) os quais são ingeridos previamente pelo paciente e utilizados para estudar o sistema gastrointestinal¹¹.

O processo de partindo do campo chegar às fontes, é conhecido como problema inverso¹². De modo que uma imagem das fontes magnéticas está relacionada com os diversos métodos de solução do problema inverso (**PI**). Obter uma solução plausível do **PI** é muito difícil, pois em geral este tem uma natureza insolúvel ou mal condicionada. Existem vários métodos para resolver o **PI** dentro dos quais podemos citar, o método de filtragem espacial usando transformadas de Fourier¹³; o de mínimos quadrados¹⁴, dentre os que temos Eliminação gaussiana usando decomposição QR, assim como o método que utiliza a decomposição matricial em sua inversa simples ou generalizada, utilizando decomposição de valores singulares (**DVS**). Também temos os métodos iterativos ou de regularização, tais como o método da matriz inversa generalizada truncada¹⁵, método de

Tiknojev¹⁶, método bayesianos¹⁷, e baseados na inteligência artificial ¹⁸ usando redes neurais, entre outros.

Uma vez resolvido o **PI** se pode dizer que os sinais das fontes magnéticas obtidos são convertidos em imagens, ao representar as grandezas (magnetização) em função do espaço. Também é muito útil na hora de interpretar os resultados, fazer uma indexação dos valores da magnetização ou susceptibilidade magnética a um mapa de cores, ou imagens em tons de cinza ou tendo uma vista em 3-D; estes são aprimorados nesta tese. Os avanços recentes na tecnologia de imagens aplicada a sistemas vivos permitem fazer análises sobre processos complexos tais como aqueles que acontecem “*in vivo*”. Atualmente usando imagens na clínica médica é possível obter informações acerca dos processos metabólicos normais e anormais que acontecem no organismo humano.

Dentre dos métodos emergentes podemos encontrar a ressonância magnética de imagens funcional, **fMRI** (siglas da frase em inglês: functional resonance magnetic of imaging). Em geral os métodos na área dos estudos funcionais envolvem a ressonância magnética nuclear, **MRI** (siglas da frase em inglês: magnetic resonance image) e tomografia de emissão de positron, **PET** (siglas da frase em inglês: positron emission tomography). Técnicas as quais tem melhorado à qualidade dos serviços aos pacientes, pois servem para identificar tumores, estudar os efeitos de drogas, áreas de ativação no cérebro relacionado com as funções cognitivas, e muitas outras doenças e problemas da saúde do homem.

Novas metodologias de imagens biomédicas têm melhorado e muito os serviços em situações médicas complicadas tais como cirurgias no próprio cérebro e no coração.

Em pesquisas sobre o câncer os novos métodos têm permitido estudar a eficácia das drogas sem precisar de biópsia ou de sintomas mais avançados da doença.

Os novos procedimentos de imagens apontam promissoras ferramentas para elevar a qualidade de vida do paciente, desde o ponto de vista social e médico incluindo algumas doenças tais como desordens mentais da depressão, esquizofrenia, mal de Alzheimer, e desordens metabólicas como osteoporoses e ateroscleroses²¹. Tudo isto tem sido possível devido ao aumento das potencialidades de algumas técnicas como a tomografia por raios-x, **fMRI**, e os métodos de imagens usando radioisótopos, **PET**, que tem logrado uma grande diminuição no tempo de exame e aumentado a resolução espacial, essencial para o diagnóstico dos processos fisiológicos.

Outros métodos de imagens chamados de emergentes, ou em fase de pesquisas a nível de laboratório e inclusive clínico, constituem as imagens de fontes magnéticas e elétricas. A aplicação das técnicas biomagnéticas, na atualidade é usada na medida da susceptibilidade na região próxima ao fígado, e mostrado grande utilidade na determinação da concentração de ferro²². Esta ferramenta tem apresentado vantagens em relação ao método tradicional de biópsia.

Ao mesmo tempo o desenvolvimento da ciência tem permitido a introdução de tecnologias avançadas de imagens na área da medicina, que tem significado um aumento da saúde humana. Os problemas de saúde são tratados em três categorias: Prevenção, Diagnóstico e Tratamento. É no diagnóstico onde as imagens médicas são usadas com mais frequência, que desde o ponto de vista físico classifica-se de acordo com a energia, encontramos imagens que usam energia exterior e obtém-se como o efeito da interação

com o paciente, como raios -x, ultra-som, RMN, IRMn dentre outras; o outro grupo são as que se obtêm da energia que o próprio corpo produz ou emite, neste caso temos a magnetoencefalografia, magnetocardiografia, termografia, entre outras. Clinicamente elas também são divididas em estruturais e funcionais dependendo do tipo de informação que fornecem. Em nosso caso a energia magnética armazenada em forma de campo é medida por sensores magnéticos muito sensíveis e com esses dados se reconstrói a propriedade física da fonte. Assim através da interpretação física e médica dos mapas-imagens, espera-se que se possa inferir estados padrões das fontes e obter um estimador clinicamente plausível do processo físico-médico estudado numa dada região localizada do organismo. Alguns exemplos deste tipo de estudo são a magnetoencefalografia e magnetocardiografia. Finalmente, o uso de imagens biomagnéticas das fontes magnéticas parece ser, sem dúvidas, muito atraente no estudo das desordens no funcionamento do trato gastrointestinal após uma pessoa ter ingerido um alimento teste com marcadores magnéticos.

1.2 Objetivos

Nesta tese, apoiados no fato de num futuro pretender realizar pesquisas por meio de imagens na área de biomagnetismo gástrico, na qual é essencial aprofundar o nosso conhecimento nas ramas das tecnologias de medição de campos magnéticos, de instrumentação analógico-digital, e do processamento digital de sinais e imagens, foram escolhidos os seguintes objetivos principais:

1. Montagem instrumental de um sistema de imagens magnéticas utilizando um arranjo multicanal de sensores magneto-resistivos. O sistema multi-sensor efetua medições do campo magnético bidimensionalmente a uma dada distancia sobre as fontes magnéticas. Estes campos magnéticos de baixa intensidade têm magnitudes próximas às estudadas na análise da região gástrica com técnicas biomagneticas tradicionais.
2. Implementar computacionalmente vários paradigmas de solução do problema inverso, para obter imagens das fontes magnéticas de diferentes fantoms magnéticos.

Assim vamos expor os fundamentos teórico-experimentais relacionados com a obtenção de imagens magnéticas e de suas fontes. Esta última por meio da desconvolução de imagens magnéticas degrada, ou seja, resolvendo o problema inverso desde imagens reais. Com esses estudos em fantoms espera-se lançar as bases para outros trabalhos de aplicações em voluntários normais e pacientes da presente metodologia para medida e geração de imagens na região gástrica, usando-se alimentos testes com marcadores magnéticos.

1.3 Referencias Bibliográficas

2. **Del Gratta, C, Pizzella. V., Tecchio. F., and Romani. G.L.** Magnetoencephalography —a noninvasive brain imaging method with 1 ms time resolution. Rep. Prog. Phys. 64 (2001) 1759–1814.
3. **Dráulio Barros de Araújo, Antonio Adilton Oliveira Carneiro, Eder Rezende Moraes, Oswaldo Baffa.** O biomagnetismo uma nova interface entre a física e a biologia. CIÊNCIA HOJE • vol. 26 • nº 153. 1999.
4. **Assessment Program.** MEG and MSI: Presurgical Localization of Epileptic Lesions and Presurgical Function Mapping. Volume 18, No. 6, August 2003.
5. **Martin Burghoff, Jukka Nenonen, Lutz Trahms, and Toivo Katila.** Conversion of Magnetocardiographic Recordings between Two Different Multichannel SQUID Devices. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 47, NO. 7, JULY 2000.
6. **Andrei Irimia et al.** An integrative software package for gastrointestinal biomagnetic data acquisition and analysis using SQUID magnetometers. Preprint submitted to Elsevier Science, February 2005.
7. **C. Maestú et al.** Magnetoencefalografía: una nueva técnica de diagnóstico funcional en neurociência. REV NEUROL; 28 (11): 1077-1090. 1999.
8. **Jukka Nenonen et al.** Principles of Magnetocardiographic Mapping. *Cardiac Mapping*, Shenasa M, Borggreffe M, Breithardt G, Eds. 2000.
9. **ANDREI IRIMIA, JOHN J. BEAUCHAMP and L. ALAN BRADSHAW.** Theoretical and Computational Multiple Regression Study of Gastric Electrical Activity Using Dipole Tracing from Magnetic Field Measurements. *Journal of Biological Physics*: 1–21 2004.

10. **Andreas A. Ioannides.** Magnetic Field Tomography: theory, applications and examples from the visual system. International Congress Series 1232. 261–270. 2002.
11. **Loyd J. Gregory and Qasim Azisz.** Understanding Functional Gastrointestinal Disorders and Functional Brain Imaging Techniques. Healthcare Fields IMAGING. pp 50-54. 2002.
12. **WERNER WEITSCHIES et al.** High-Resolution Monitoring of the Gastrointestinal Transit of a Magnetically Marked Capsule. Journal of Pharmaceutical Sciences, 86(11):1218:1222, November 1997.
13. **Jukka Sarvas.** Basic mathematical and electromagnetic concepts of the biomagnetic inverse problem. Phys. Med. Biol. 32(1): 11-22. 1987.
14. **L. A. BRADSHAW, R. S. WIJESINGHE, and J. P. WIKSWO, JR.** Spatial Filter Approach for Comparison of the Forward and Inverse Problems of Electroencephalography and Magnetoencephalography. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 29, pp. 214–226, 2001.
15. **Kanta Matsuura and Yoichi Ocabel.** Selective minimum-norm solution of the biomagnetic inverse problem. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING. 42(6):608-615. 1995.
16. **Luis Tenorio.** Statistical Regularization of Inverse Problems. Vol. 43, No. 2, pp. 347–366. 2001.
17. **V. S. Khandetskii and I. N. Antonyuk.** Use of Artificial Neural Networks in Identification of Modulated Pulses Due to Flaws. Russian Journal of Nondestructive Testing, Vol. 37, No. 4, 2001, pp. 278–285.
18. **Toni Auranen et al.** Bayesian analysis of the neuromagnetic inverse problem. Neuroimage. 2005.

19. **A Jannetta et al.** Mammographic image restoration using maximum entropy deconvolution. *Phys. Med. Biol.* 49 (2004) 4997–5010.
20. **K. Kosmas et al.** Non-destructive evaluation of magnetic metallic materials using Hall sensors. *Journal of Materials Processing Technology* 161(2005) 359–362.
21. **Eduardo Andrade de Lima.** Modelagem por filtros espaciais de gradiômetros supercondutores aplicados a sensores SQUID. Tese de Doutorado. Departamento de Engenharia Elétrica. PUC. 2001.
22. **William R. Hendee.** Physics and applications of medical imaging. *Reviews of Modern Physics*, Vol. 71, No. 2, Centenary 1999.

Capítulo 2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Introdução

A comunidade científica contemporânea tem assistido a um aumento das pesquisas do magnetismo em varias áreas. Dentro deste contexto tem-se destacado os trabalhos envolvendo a obtenção e análises de imagens de algumas das propriedades magnéticas da matéria, tais como a intensidade do fluxo magnético, magnetização, susceptibilidade magnética, entres outras¹⁻⁵.

O estado da arte indica que existem duas maneiras diferentes de classificarem-se as imagens envolvendo as características magnéticas das substancias, as *imagens magnéticas ou magnetovision* propriamente ditas, e as *imagens das fontes magnéticas*, soam parecidas, mais são diferentes. Por terem nomes muito parecidos, é muito fácil confundir ao referir-se a elas. As primeiras referem-se aos mapas da distribuição espacial da grandeza intensidade do campo magnético medido fora de uma amostra magnetizada. A segunda categoria está relacionada com os mapas das distribuições espaciais das fontes dos campos magnéticos, e que se localizam dentro da amostra magnetizada.

Neste capítulo faremos uma breve exposição das aplicações destas modalidades de imagens. As quais ocupam um amplo espectro de ação que vão desde o interior da terra, até umas dezenas de nano-metros. Especial atenção nas aplicações destas técnicas nas áreas de ensaios não destrutivos, e em na medicina.

2.2. Microscopia de Força Magnética (MFM)

Uma das técnicas de imagens de fontes magnéticas mais usadas é sem dúvidas, a Microscopia de Força Magnética (MFM). Ela é definida como o sistema de imagens usando sensores magnéticos a qual mede campos magnéticos locais produzidos por uma amostra magnetizada, e utilizando processos de deconvolução com essas medições obtêm-se às imagens da magnetização. O seu nome se deve ao fato de conseguir fazer imagens de amostras na ordem de poucos milímetros até nanômetros⁶.

Estes tipos de imagens das fontes magnéticas são utilizados para analisar os padrões de magnetização de discos rígidos de armazenamento e escrita/leitura de dados utilizados nos computadores modernos⁷. Assim como a geometria da estrutura dos domínios magnéticos. Na Fig. 2.1 ao lado mostramos a sensibilidade de um sensor SQUID a presença de momentos magnéticos permanentes. Essa imagem é o campo magnético medido $1\mu\text{m}$, sobre a superfície de um disco *floppy* comercial. Os momentos magnéticos se encontram no plano da superfície.

Figura 2.1: (a) Topografia de uma lamina fina de permalloy (material do qual foram feitos os sensores utilizados nesta Tese). Em (b) temos a imagem da magnetização obtida usando MFM da sua correspondente estrutura em domínios (retângulos). Tamanho do varrido é de $3 \times 3 \mu\text{m}$. [Imagens foram feitas pelo grupo de magnetismo da faculdade de Física da Universidade de *Kaiserslautern*, na Alemanha].

Kirtly J.R. et al., 1995, tem estudados os padrões da magnetização de médios magnéticos comerciais⁸, utilizando MFM usando magnetômetros SQUID. Na Fig. 2.2 ilustra-se uma imagem magnética como a sensibilidade do microscópio de varredura de SQUID a momentos magnéticos permanentes. Essa imagem é a distribuição espacial do campo magnético medido $15\ \mu\text{m}$ acima da superfície de um disco floppy de $3\frac{1}{2}$ pol.

Figura 2.2: Imagem magnética dos padrões de magnetização de um disquete *floppy* de $3\frac{1}{2}$ polegadas.

Mayergoyz I. D. et al. 2000 tem desenvolvido uma nova técnica de processamento das imagens de MFM⁶. A imagem é adquirida fazendo uma varredura sobre uma área de um disco rígido usando um sensor *mgra* utilizado nas cabeças de leitura/escrita dos PC em duas direções ortogonais. No trabalho foi demonstrado que a reconstrução das imagens pode ser feita usando a função resposta de caracterização do sensor. A técnica desenvolvida é ilustrada com os exemplos das imagens nas Fig. 2.3.

Figura 2.3: Imagens da magnetização de padrões de bits F6 (11110110). As unidades nos dois eixos estão dadas em μm .

Nos últimos anos tem se visto a realização em vários laboratórios de pesquisas de novos dispositivos de imagens de campo magnéticos com intensidade baixa a escalas de longitude microscópicas⁹⁻¹³. Um computador é usado para registrar a resposta dos magnetômetros SQUID como uma função da posição. E converte os dados medidos numa imagem em tons de cinza ou de cores falsos (imagens indexadas com um dado mapa de cores, se lhes diz cores falsas, pois eles não apresentam essas cores na forma natural).

Sistemas multicanais de sensores magnetoresistivos estão sendo usados para fazer microscopia magnética. Estes arranjos de sensores magnéticos apresentam dimensões na ordem de micrometros e o estado da arte mostra que os construídos com tecnologia de micro-circuitos podem ser usados para detectar campos de baixa intensidade com elevadíssima resolução espacial. Demonstra-se que são ideais para fazer medições de campos magnéticos de intensidade extremamente baixa, ou mudanças dos campos magnéticos, associadas com bio-sensores magnéticos, análises de ensaios não destrutivos, medição com precisão da posição, validação de documentos como

moedas e cartões de créditos e imagens magnéticas de amostras magnetizadas. As vantagens no uso dos sistemas de arranjos de sensores é que possibilitam a varredura de uma área do objeto sobre o que se está fazendo a imagem com uma simples varredura.

Companieh et al. 2001., desenvolveu um novo método *in-situ*, para obter imagens magnéticas com resolução ultra-alta usando sensores magnetoresistivos análogos aos usados nas cabeças de escrita/leitura de discos rígidos de computadores. Os sinais medidos foram linearizados removendo a parte não linear da função de transferência do sistema de imagens. As imagens foram deconvolvidas usando a filtragem de Wiener, e logo correlacionadas com as imagens feitas com o método de imagens via MFM¹⁴. Depois da deconvolução imagens bidimensionais alcança à resolução de 30 nm.

Figura 2.4: Imagem degradada.

Figura 2.6: Imagem processada.

Figura 2.5: Imagem da Fig. 2.4 realçada.

Figura 2.7: Imagem usando MFM.

As imagens das Fig. 2.4 – 2.7 foram extraídas da Cf^{14} . Na Fig. 2.4 é mostrada a imagem degradada a qual corresponde a um mapa bidimensional da voltagem medido. Na Fig. 2.5 visualiza-se a mesma imagem mais realçada ou processada (linearizada e

deconvolvida com filtragem de Wiener). Na próxima ilustração na Fig. 2.6-2.7 observamos imagens processadas: elas tiveram um realce correlacionando às imagens deconvolvidas com as degradadas e obtidas pela técnica microscopia de força magnética. Com o processamento das imagens foi possível observar detalhes que não foram observados nas imagens não processadas.

2.3. Magnetovision

Como foi colocado anteriormente, o procedimento de fazer imagens, magnetovision, apóia-se no mapeamento da intensidade dos campos magnéticos encima das amostras¹⁵⁻¹⁸ a serem estudadas. Esta técnica tem sido usada para avaliar as estruturas de materiais magnéticos em geral somente analisando o mapa magnético.

Figura 2.8: Em (a) temos a distribuição da intensidade do campo magnético obtida computacionalmente. No meio (b) mostramos o campo magnético mapeado experimentalmente o circuito apresentado no círculo B. Na ultima imagem (c) a mesma imagem vista em (b) mais agora com o núcleo do circuito magnéticos apresentam os grãos dos domínios magnéticos orientados [Imagens extraídas de Andrzej Michalski. *Magnetovision. IEEE Instrumentation & Measurement Magazine. September 2002*].

Na Fig. 2.8 (b) o resultado experimental do imageamento da área mostrada na Fig.1 (a) pela letra A ao redor da lâmina metálica. O modelo adotado para os cálculos

numéricos foi correto, porque os dois mapas foram muito similares. Na Fig.2.8 (c) ilustra-se o resultado de um experimento onde a lâmina metálica foi orientada, influenciando significativamente nos resultados. Neste caso fica bem ilustrado que o método numérico e experimental teve diferenças.

Segundo Andrzej Michalski et al., 2002 os resultados exibidos na Fig. 2.8 sugerem que a magnetovision é muito efetiva para estudar as estruturas dos materiais¹⁵. Na universidade de *Warsaw* foi desenvolvido um sistema de magnetovision com o objetivo de estudar a estrutura de materiais^{17, 20-21}. O esquema do sistema de imagens é apresentado na Fig. 2.9. A área específica é magnetizada usando um circuito *yoque* tipo C-C. Uma linha de sensores magneto-resistivos mede a intensidade do campo magnético da amostra magnetizada. Movendo os sensores é possível observar diretamente no PC o mapa da intensidade do campo magnético.

Figura 2.9: Esquema de um sistema de magnetovision. Acima do mapa de cores mostramos a distribuição da intensidade do campo magnético do material com os grãos dos domínios magnéticos orientados [Imagens extraídas de Andrzej Michalski. *Magnetovision*. *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine* September 2002].

Na mesma Fig. 2.9 acima do mapa de cores aparece o resultado para quando se utilizou materiais com grão orientados. Segundo o autor estes tipos de mapas, permitem a determinação imediata da qualidade dos materiais como o aço. Essa conclusão é

reforçada colocando que por meio da magnetovision poderiam se encontrar fchas e defeitos nos materiais, sendo uma boa opção para realizar ensaios não destrutivos. E também podem revelar a influencia de vários processos tecnológicos sobre os materiais¹⁶. Os materiais não estão limitados aos ferromagnéticos, pois outros metais incluindo o alumínio podem ser analisados Usando os efeitos das correntes de *eddy*.

Tumanski et al., 1998, desenvolvido outro sistema de magnetovision usando sensores magnetoresistivos para estudar a estrutura de materiais de aço²¹. A seguir na Fig. 2.10 observamos os mapas magnéticos para varias distancias sensor-fonte.

Figura 2.10: Mapas do campo magnético para varias distancias entre os sensores e o material (a) 0.3mm, (b) 0.5 mm, (c) 1 mm e (d) 2 mm [Imagem extraída de S. Tumanski and M. Stabrowski, “The magnetovision method as a tool to investigate the quality of electrical steel,” *Meas. Sci. Technol.* Vol. 9, pp. 488-495, 1998].

Os resultados da magnetovision são totalmente reproduzíveis, na Fig. 2.10 à direita mostramos os resultados de duas varreduras em diferentes momentos de tempo para uma mesma região acima de uma amostra. Vê-se que são quase idênticos. Destes estudos concluiu-se que os *smgra* construídos de Permalloy apresentam a possibilidade de fazerem medições de campos magnéticos sem o uso de circuitos sofisticados. Moses et al., 1997, tem aplicado estes tipos de sensores em varias investigações²²: eles desenvolveram métodos de análises da estrutura de grãos²³⁻²⁵, análises da estruturas de

domínios²⁶ e estudos de materiais com perdas localizadas de potencia²⁷. As maiorias dos estudos reportados na literatura tratam as análises da microestrutura dos materiais. Tumanski et al., 1998, publicou recentemente os resultados sobre a possibilidade da aplicação de *smgra* para a pesquisa de parâmetros eletromagnéticos das lâminas de materiais como o aço, mais não só ao nível de micro-escala, eles também podem ser usados a dimensões de macro-escala²¹.

2.4 Imagens de Fontes Magnéticas em Geofísica

Uma das áreas onde são concentrados os esforços das pesquisas na reconstrução das IFM é na geofísica. De modo que a interpretação física da localização e distribuição das fontes magnéticas por meio de imagens é uma informação importante na exploração de petróleo e no mapeamento de áreas de exploração de outras jazidas minerais²⁹, o objetivo destes exames é produzir imagens para uma interpretação geológica qualitativa. A interpretação em 3D dos dados magnéticos sobre estruturas geológicas não homogêneas ainda é um problema para a exploração geofísica.

Os métodos de inversão de imagens degradadas de grandezas associadas com estruturas geológicas na geofísica tradicional são usualmente baseados no uso de um funcional de estabilização de suavização da imagem. A solução obtida usualmente apresenta uma imagem suave, não obstante as estruturas geológicas reais são tipicamente caracterizadas pelo forte contraste de suas propriedades físicas dos diferentes blocos e camadas.

Portniaguine and Zhdanov, 1999, introduziram um novo método de reconstrução de imagens magnéticas de estruturas geológicas, o qual é baseado no uso de funcionais de estabilização que suporte gradiente mínimo²⁹. Estes funcionais permitem obter uma imagem mais definida ao ser analisadas estruturas complexas. O procedimento é conhecido como método de “Imagens da Inversão Focalizada”.

O método de imagens focalizadas tem sido aplicado ao problema magnético inverso em 3D. A focalização permite a resolução de estruturas com fronteiras definidas. Este método é importante, especialmente, para campos potenciais onde a inversão dos dados suavizados muitas vezes parece similar aos dados observados ou medidos. A compressão dos dados permite inverter matrizes de dados de grande dimensão, tais como os obtidos em levantamentos aéreos com modestos recursos computacionais (Portniaguine and Zhdanov, 1999; Portniaguine, 1999; Zhdanov et al., 1999)²⁹⁻³¹.

A seguir apresentamos os resultados de um estudo computacional onde se usou o método de inversão magnética focalizada. Neste procedimento o problema inverso é solucionado usando o método de Gradiente Mínimo Conjugado Regularizado. Ao termino da primeira interação, as imagens tem máxima suavização. Foram tomadas as imagens da inversão suavizadas e comparadas.

Figura 2.11: Modelos de anomalias magnéticas, no primeiro painel aparecem três tipos de modelos, placas cúbicas (500 m^3) com susceptibilidade uniforme de 0.06, no SI de unidades. Em (a) temos um cubo não inclinado, no meio temos uma placa inclinada (b) e por último uma placa defeituosa (c). Na parte direita são apresentadas às imagens magnéticas geradas por cada um destes modelos, [Extraída de *Portniaguine and Zhdanov, 1999*]²⁹.

Na Fig. 2.11 mostramos no painel da direita à imagem magnética sintética degradada para os três modelos. Às mesmas adicionaram-se 2% da magnitude dos dados e adicionados 1nT. Os modelos de anomalias magnéticas vêm-se no primeiro painel, utilizaram-se três tipos de modelos, placas cúbicas (500 m^3) com susceptibilidade uniforme de 0.06, no SI de unidades. Na Fig. 2.11a temos um cubo não

inclinado, no meio tem-se uma placa cúbica inclinada Fig. 2.11b e por último uma placa defeituosa e inclinada Fig. 2.11c.

Figura 2.12: Na fila do meio se ilustra o resultado da filtragem da imagem pelo método direto de eliminação de ruídos, e finalmente na última fila aparecem os resultados para inversão focada. A imagem de susceptibilidade magnética, nos três modelos da Fig. 2.1 [Extraída de *Portniaguine and Zhdanov, 1999*]³².

Na Fig. 2.12 mostramos às restaurações via suavização e focalização. As imagens suavizadas fornecem uma informação útil acerca da localização e geometria dos modelos. Porém, as imagens são difusas e fora de foco, enquanto que as reconstruções por focalizações reconstroem muito bem os modelos originais das seções dos modelos. Na parte da placa cúbica inclinada 45° , o defeito é quase invisível na

imagem suavizada, enquanto este pode ser reconhecido facilmente na imagem focalizada, ver Fig. 2.12 (f).

Figura 2.13: Em (a) e (b) temos as imagens dos contornos magnéticos medidas desde um avião. A imagem da susceptibilidade magnética a 800m usando inversão suavizada mostra-se em (c) e a focalizada em (d) [Extraída de *Portniaguine and Zhdanov*, 2003]³⁰.

Portniaguine and Zhdanov, 2000, aplicaram os métodos anteriores a situações reais. Os dados do campo magnético foram registrados de um avião, segundo *Exxonmobil Upstream Research Company* no nordeste do Canadá. Na Fig. 2.13a mostramos a imagem magnética do campo magnético total observado. Para formar o mapa de medições o vôo foi feito em linhas separadas a umas distancias de 300m, e a uma altura de vôo de 100m. A cada 16 metros acima das linhas foram feitas às medições³⁰.

Aplicando os métodos de inversão citados acima obtemos na Fig. 2.13 as imagens das fontes magnéticas. Na Fig. 2.13c mostramos os resultados da inversão por suavização. Esta representa uma placa horizontal de anomalias da distribuição da susceptibilidade magnética a uma profundidade de 800m. O resultado da aplicação da inversão focalizada é mostrada na Fig. 2.13d. Vê-se claramente a forma lateral e extensão de rochas magnetizadas em formação. Por tanto, o procedimento de solução suavizado produz uma imagem difusa do alvo magnético, por outro lado a solução focada providencia uma imagem com melhores contrastes³⁰. A escala de cores corresponde à escala da susceptibilidade magnética anômala em unidades no Sistema Internacional,

2.5 Problema Inverso na área de Ensaios Não – Destrutivos (NDE)

Os testes ou ensaios não destrutivos (NDE) da frase em inglês (Non-destructive evaluation) é a ciência que inspeciona a estrutura dos materiais para detectar algum tipo de falha no interior de sua estrutura, sem comprometer a sua integridade. Um sistema para fazer NDE genérico é mostrado na Fig. 1. No mesmo os elementos básicos são: (1) um dispositivo de excitação chamado também fonte de energia; (2) o material a ser estudado; (3) os transdutores, (4) o sistema de condicionamento dos sinais provenientes destes últimos, e o por último (5) o computador o qual controla e adquire os sinais em muito caso via placa de aquisição.

Existem diferentes fontes de energia, dentre das mais utilizadas temos a eletromagnética, ultra-som, e de raios-x³³.

Figura 2.14: Estrutura geral de um sistema de ensaios não destrutivos usando energia magnética.

O principal motivo para o uso de sensores SQUID na avaliação não destrutiva, é necessidade de detecção de sinais muito fracas originadas por falhas no interior dos materiais. Dentre das vantagens no uso dos SQUID estão sua elevada sensibilidade o que lhe permite medir sinais muito baixas acompanhado com alta resolução espacial, entre outras.

A essência do uso destas técnicas de imagens das fontes magnéticas medindo o campo magnético usando SQUID radica em que os mapas do campo magnético degradados são convertidos, a através da solução do problema inverso, em imagens das fontes magnéticas (corrente ou susceptibilidade magnética). Entre as técnicas usadas no NDE temos filtragem espacial usando transformadas de *Fourier*, deconvolução a cegas entre outra, para conhecer mais sobre NDE ver o resumo de Wikswo, 995³⁵⁻³⁶.

Figura 2.15: Representação do mapa de contornos e da superfície do campo magnético produzido por esferas magnetizadas a 25 mm acima das amostras [Extraída de ³⁷].

Figura 2.16: Imagens da distribuição da magnetização produto da solução do problema inverso [Extraída de ³⁷]

Na Fig. 2.15 apresenta-se o mapa de contornos e da superfície do campo magnético devido a esferas magnetizadas a 25 mm acima das amostras. As separações entre os picos dos campos, estão em correspondência com as medições encima da amostra. Isto demonstra que a técnica de NDE com sensores SQUID pode detectar falhas no interior desses materiais com uma resolução muito menor que 1 mm³⁷. Na Fig. 2.16 mostram-se as imagens da distribuição da magnetização.

Kosmas et al., 2005, utilizou sensores *Hall*, para desenvolver testes não destrutivos de superfícies ferromagnéticas, baseadas no fenômeno de detecção de anomalias magnéticas³. O princípio de operação é a medição do fluxo magnético de fuga, medido na superfície do material.

Na Tese de Hall Barbosa C. R.³⁸ reporta-se a obtenção de imagens da distribuição das fontes magnéticas como uma das técnicas empregadas na análise e testes dos materiais e produtos industriais antes de serem vendidos, para assegurar seu desempenho e confiabilidade durante seu tempo de vida útil. Em geral existem vários métodos de END tais como: métodos radiológicos (utilizam raios-x, gama e feixes de nêutrons); métodos acústicos onde se emprega ultra-som e impedância mecânica; técnicas ópticas e visuais baseadas em interferometria e holografia; também são utilizados métodos térmicos usando radiação infravermelha e tintas térmicas e por fim, temos a utilização de métodos magnéticos por meio de análise das correntes de indução, injeção de corrente elétrica, fuga de fluxo magnético e susceptometria. O primeiro caso quase sempre é usado para bons condutores, no segundo só para materiais ferromagnéticos tais como o aço, enquanto o da susceptibilidade em geral usa-se para testar materiais em geral, dependendo somente da sensibilidade do sensor magnético. Somente vamos considerar o método magnético. Neste método tem-se a amostra a se examinar a qual é excitada por um campo magnético, logo a amostra magnetiza-se e as distorções do fluxo magnético resultantes da presença de falhas ou impurezas na região de interesse são medidas com magnetômetros. Logo por meio da reconstrução das imagens das fontes destes dados medidos, se avaliam a presença de defeitos, impurezas, rigidez mecânica e dureza dos materiais. Este método é utilizado com mais frequência na indústria do petróleo, onde é muito comum a corrosão de equipamentos presentes nas refinarias e plantas petrolíferas.

Na Fig. 2.17 apresentamos as imagens obtidas usando simulação (ver ³⁹) A imagem deconvolvida obtida na Fig. 2.17c gerada por seis dipolos magnéticos (simulando o defeito) com a mesma intensidade, como se pode observar o defeito corresponde à mancha branca, e o resto que corresponde à mínima intensidade é material permeável magneticamente.

Figura 2.17: Em (a) temos seis dipolos com a mesma intensidade, supondo que estão no interior de um material ferromagnético são previamente magnetizados, no meio (b) uma vista da iso-densidade a seguir destes dipolos, e (c) representação da imagem em tons de cinza destes dipolos, [Extraída de A. C. Bruno. 1997. *J. Appl. Phys.* **82** (12): 5899-5905. December]³⁹.

A reconstrução da imagem das fontes magnéticas tem que resolver o problema inverso, ou seja, desde o valor do campo magnético, computar as fontes que lhe produzem, para fazer isto existem vários métodos e um dos mais usados é o da decomposição ortogonal da matriz induzida ou de Green, conhecido como decomposição de valores singulares (DVS). Em Abedi et al., 1999, reporta-se o uso do SQUID no exame da corrosão de estruturas de alumínio. Na Fig. 2.18 apresentamos a variação da imagem dos contornos do campo magnético produzido por uma amostra de alumínio em andamento de um processo de corrosão⁴⁰.

Figura 2.18: Apresentamos a variação do campo magnético produzido por uma amostra de alumínio durante um processo de corrosão em andamento [Extraída de Abedi et al., 1995. In: *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*. Vol. 5, No. 2 June]⁴⁰.

A superfície inferior da amostra examinada de 7 cm de diâmetro e 1,2 mm de espessura foi exposta a uma solução de hidróxido de Sódio (NaOH) durante 33 horas a temperatura ambiente. As imagens mostradas na Fig. 2.18 representam a mudança da componente-z do campo magnético sobre a amostra corroída durante as primeiras 18 horas do experimento. A atividade magnética é localizada sobre as áreas da amostra, e exibe uma estrutura espacial e temporal complexa em escalas espaciais da ordem de vários milímetros. A área escura a seguir significa regiões de corrosão menos ativas, e as regiões com maior atividade de corrosão são claras, por isso podemos ver que à medida que o tempo passa as imagens vão perdendo a cor clara e tornando-se mais escuras. Os autores sugerem o uso da técnica de END usando SQUID no exame de todos os metais não-magnéticos⁴¹.

2.6 Eletroencefalografia (EEG)

Os avanços recentes na tecnologia de imagens aplicada a sistemas vivos permitem fazer análises sobre processos complexos tais como aqueles que acontecem “*in vivo*”. Atualmente usando imagens na clínica médica é possível obter informações acerca dos processos metabólicos normais e anormais que acontecem no organismo humano⁴². Devido ao fato inerente da alta resolução temporal do EEG, pesquisas para aumentar a resolução das imagens de EEG, têm recebido uma considerável atenção nas últimas décadas⁴³.

De tal forma que modalidades de imagens poderiam facilitar a localização não invasiva da descarga no cérebro de focos epilépticos, e a caracterização de mudanças rápidas de padrões de ativação cerebral⁴³.

Vários esforços tem sido feito para encontrar imagens de alta resolução espacial usando EEG, a maioria faz a desconvolução de filtragem espacial considerando os efeitos de filtragem passa baixa do volume condutor da cabeça (DALE and SERENO, 1993)⁴³. A técnica de imagem da camada de dipolos corticais, a qual permite estimar a distribuição de dipolos corticais desde os potenciais medidos externamente no córtex cerebral, é uma das técnicas usadas para realçar as características espaciais das imagens de EEG. Neste procedimento uma camada de dipolos fontes, é usada para modelar a atividade elétrica do cérebro. Usando-se esse modelo se tem obtido resultados, na obtenção de imagens de fontes elétricas do cérebro, que demonstram um melhor desempenho em quanto à resolução espacial comparada com os métodos usuais tais como “*smearred scalp*” (HORI and HE, 2001; HE, 1999)⁴⁴⁻⁴⁶.

O problema inverso em EEG é mal-condicionado e em geral um procedimento de regularização é necessário para obter uma solução estável. Recentemente tem-se desenvolvido novos métodos de análises de imagens de EEG, dentro do qual se destaca um método baseado também na técnica de imagem da camada de dipolos cortical, mas a diferença, neste utiliza-se uma filtragem de projeção paramétrica (FPP). O paradigma anterior permite estimar a solução do problema inverso da camada de dipolos corticais em presença de ruído de covariância (HORI and HE, 2001; 2002 2003)^{47, 48, 49}. Os resultados indicaram que o método FPP mostrou melhores resultados na aproximação das camadas de dipolos original, respeito a técnica de solução do problema inverso tradicional, nos casos de baixa correlação entre as distribuições dos sinais e o ruído.

Na atualidade Hori et al., 2004, tem reportando a importância da informação espaço-temporal subministrada pela atividade elétrica do cérebro, desde medições experimentais eletromagnéticas de forma não-invasiva⁵⁰. Concretamente, a covariância do ruído e o parâmetro de regularização do FPP são considerados dependentes do tempo com o objetivo de eliminar a influencia do ruído e artefatos que impedem melhores relações sinal-ruído.

2.7 Magnetoencefalografia (MEG) e Magnetocardiografia (MCG).

Há mais de 200 anos sabe-se que os campos biomagnéticos relacionam-se com o funcionamento normal dos tecidos biológicos. Galvani demonstrou que os músculos são ativados pela corrente elétrica. Ukhtomsky et al., 1970, comprovou os efeitos da exposição a campos magnéticos intensos que, por indução, conseguiam estimular o sistema muscular da rã⁵⁴. Hoje se sabe que a função das células excitáveis está baseada no intercambio de íons, principalmente os de K^+ , Na^+ e Cl^- . O campo gerado por estas

mudanças dos íons numa só célula é muito diminuto, da ordem de 10^{-18} T, logo se necessita de um conjunto de células realizando uma dada atividade simultânea para obter campos biomagnéticos mensuráveis, grupo de células que ocupam uma dada região do espaço macroscópico e sua atividade acontece num dado intervalo de tempo. Como foi dito a MEG mede e interpreta o campo magnético gerado pela atividade síncrona dos neurônios cerebrais e localiza a origem das bio-correntes. Desde o ponto de vista médico esta técnica não nos oferece detalhes anatômicos, portanto ela é combinada com mapas de RMN para obter informações anatômico-funcionais das diferentes regiões do córtex cerebral. Logo se formam novos conjuntos de dados que se podem classificar como uma nova técnica de diagnóstico em pesquisas chamada Imagem de Fontes Magnéticas (IFM).

Os primeiros trabalhos onde se identifica a atividade elétrica neural para comprovar as possibilidades dos campos magnéticos como fonte de informação nos estudos da condução elétrica, se realizaram em fibras nervosas por SEIPEL e MORROW⁵⁵ (1960). Em 1963, BAULE e MCFEE⁵⁶ registraram pela primeira vez a atividade elétrica do coração a partir da detecção dos campos magnéticos mediante uma bobina sensora de 2×10^6 voltas. Não obstante, teve-se que esperar outros cinco anos até que, no Instituto de Tecnologia de Massachusetts, COHEN⁵⁸ (1968) registrasse os fracos sinais produzidos pela atividade cerebral. Ele usou um sistema de 106 espiras com uma sensibilidade de 0,1 pT pico a pico. Um ano depois, ZIMMERMAN⁵⁷, desenha a primeira câmara isolada de campos ambientais e registra a atividade cardíaca com o novo sistema de captação mediante o uso de supercondutores SQUID, baseados no efeito Josephson. Em 1972, o próprio COHEN conseguiu identificar a atividade alfa em quatro sujeitos, utilizando a câmara isolada de Zimmerman (ver Fig. 11)⁵⁷.

Figura 2.19: Câmara isolada de campos magnéticos ambientais, desenhada por ZIMMERMAN no *Massachusetts Institute of Technology* [Extraída de Cf⁵⁷].

COHEN, 1972, realiza as primeiras comparações do MEG com o EEG e comprova que as duas formas de onda obtidas eram similares⁵⁸, à medida que os sistemas de registro avançavam, o modelo mais utilizado era o de um dipolo situado numa superfície esférica homogênea, que considerava a morfologia da cabeça próxima a uma esfera. Os magnetômetros “mono-canais” deram rapidamente passagem a outros aparelhos de maior número de canais com o objetivo de poder realizar registros simultâneos de áreas cada vez maiores: primeiro de um só hemisfério e depois de ambos.

Na década de 80, os trabalhos de CLARKE⁵⁹ sobre novos sistemas de registro SQUID à temperatura mais elevada permitiram começar a desenvolver equipamentos, de maneira que possibilitaram diferenciar o sinal com melhor resolução espacial, tanto em superfície como em profundidade. Desta forma, obtém-se acesso a registros “subcorticais” de forma totalmente não evasiva. O aumento do número de canais foi produzido de forma paulatina ao compasso do desenvolvimento dos novos sistemas

gradiométricos (de primeira e segunda ordem, e planares) que conseguiam eliminar fontes de ruído e o registro simultâneo em todo o escalpo (*wholehead*).

Primeiro foram dois canais; depois quatro Hämäläinen⁶⁰ (1985); a continuação sete canais, um dos sistemas mais utilizados por Ahonen³⁹ em 1986; logo de catorze canais, Crum⁶¹ em 1985; a seguir de vinte e quatro canais, Hämäläinen⁶² em 1989 e, finalmente, Daalmans⁶³ apresentou no Congresso de Shikabe, Japão (1989), o primeiro DC-SQUID de 31 canais. Apesar de que todos estes sistemas de registro eram mono-hemisféricos, isto é, não registravam toda a atividade cerebral simultaneamente, nessa época a MEG se mostrou como a tecnologia que mostrava menos erros de localização entre as técnicas funcionais não invasivas em tarefas de estimulação do córtex somatosensorial⁶⁴. Não obstante, a necessidade de obter medidas em tempo real da atividade cerebral global estimulou o desenvolvimento de equipamentos bi-hemisféricos (em realidade de aparelhos de 37 canais acoplados a um mesmo sistema de análises, Biomagnetics Technologies Inc. San Diego). Posteriormente, CTF Systems Inc. (Vancouver, Canadá) produz um sistema de 64 canais que utilizavam um sistema de referência de EEG de 16 canais simultaneamente.

Com efeito, somente nos últimos anos, com a aparição dos sistemas dotados de um grande número de canais (Neuromag122, Biomagnetics148, e 150, e finalmente com o Neuromag Vectorview306) pode-se ter acesso à informação de forma simultânea produzida em qualquer área do coração e do cérebro. Pizzella et al., 2001 fizeram um excelente resumo do uso dos SQUID em imagens biomagnéticas onde se apresenta similaridade entre o EEG e MEG como podemos ver na Fig. 2.20 observamos a

analogia entre o EEG e o MEG de um paciente normal, demonstrando que ambas as técnicas estão medindo as mesmas fontes⁶⁶.

Figura 2.20: Na parte de acima mostramos o MCG e ECG (baixo) registrado para um paciente normal (Extraída de Pizzella et al. 2001. Supercond. Scienc. Thech. 14: R79-R114)⁶⁶.

O organismo humano é condutor de eletricidade e as correntes (primárias) que se produzem no coração geram correntes secundárias em outros tecidos. O ECG detecta os sinais gerados pelas correntes secundárias, pelo que seria mais importante medir e conhecer as primárias, diretamente ligadas à atividade muscular do coração. Portanto, a MCG seria capaz de acompanhar, mais fielmente que a eletrocardiografia, o que se passa no coração, pois existem evidências de que o sinal magnético é produzido, sobretudo pelas correntes primárias e pouco influenciado pelas secundárias. Isso fica claro se compararmos o eletrocardiograma e o magnetocardiograma de um feto, ver Fig. 2.21. O primeiro obtido por eletrodos colocados sobre o ventre da mãe, mostra, além do sinal elétrico do coração do feto, outro (de maior amplitude) vindo da atividade do coração da mãe a quase meio metro de distância dos eletrodos. Já no

magnetocardiograma só aparece o sinal magnético do coração do feto: o gerado pelas correntes secundárias produzidas pelo coração da mãe não é detectado⁶⁷.

Figura 2.21: Magnetocardiograma e eletrocardiograma de um feto: no primeiro só aparece o sinal do feto, e no outro estão presentes os sinais da atividade elétrica do coração da mãe picos mais altos e do feto, picos menores [Extraída de Cf⁶⁷].

Investigações prévias demonstram que a MCG multicanal pode ser usada não invasivamente para fazer imagens cardíacas funcionais para estudar a fisiologia do coração, consequentemente o número de hospitais onde se usam estes sistemas têm aumentando⁶⁸, apesar de que ainda a MCG não é reconhecida como ferramenta clínica de rotina. Resultados importantes têm sido publicados sobre problemas relacionados com: 1) localização não-invasiva de regiões no coração que causam arritmias^{69, 70, 71, 72} 2) alertarem do perigo de sérios riscos para a vida devido à arritmias^{73, 74, 75,76} e 3) caracterização e localização de isquemias do miocárdio⁷⁷⁻⁷⁹.

Figura 2.22: Em (a) Diferentes sinais de MCG medidos com um cardiomagnetometro de 99 canais em um paciente sofrendo uma taquicardia ventricular, b) o batimento normal do ritmo sinusal e c) batimento extracístólito ventricular (Extraída de *Keiji Tsukada et al. 1999. Hitachi Review Vol. 48 No. 3:117-119*)⁸⁰.

Na Fig. 2.22 visualiza-se MCG medidos com um cardiomagnetômetro de 99 canais em um paciente sofrendo uma taquicardia ventricular. Em (a) mostra-se os primeiros complexos QRS indicando uns batimentos normais, seguidos por um batimento extracístólito anormal depois da onda-T. Os sinais medidos por um magnetômetro de 33 canais são mostrados pelas curvas azuis.

A apresentação dos iso-contornos (mesmo valor do campo em todo o perímetro do círculo que representa o campo magnético) da componente do campo magnético normal à superfície do arranjo dos sensores pode ser extrapolada. Eles são aqui descritos ambos no começo, (b) o batimento normal do ritmo sinusal, e (c) batimento extracístólito ventricular. Os círculos denotam os sensores. O mapa de linhas iso-campo magnético mostrado na Fig. 2.22 representa a mudança eletro fisiológica dinâmica do coração⁸⁰. Ao mesmo tempo são muito usados para identificar mudanças temporais, tais como as causadas por arritmias ou bloqueio da condução, diagnósticos de outras doenças, como a isquemia do miocárdio que algumas vezes é muito difícil identificar, somente observando mudanças dinâmicas.

Figura 2.23: Mapas isointegral de um indivíduo normal e de outro com uma isquemia cardíaca. Ao comparar os mapas isointegral para os processos de despolarização (QRS) e de repolarização (ST-T), ficou claro a diferença entre ambos os processos no caso do coração com isquemia (Extraída de Keiji Tsukada et al.1999. Hitachi Review Vol. 48 No. 3: 117-119)⁸⁰.

Em um mapa de campo magnético tangencial, a área entre o campo magnético e a fonte de corrente é coincidente. Esta coincidência nos permite obter uma imagem de corrente total projetada por o uso de mapas isointegrais⁷⁷. Tsukada et al., 1999, examinou a possibilidade do uso de tais mapas para o diagnóstico de doenças isquêmicas do coração. O processo de ativação cardíaca no ventrículo é dividido em duas partes: despolarização (QRS) e repolarização (ST-T).

Exemplos de mapas isointegral são mostrados na Fig. 2.23, de um paciente normal e de um com isquemia. O mapa do paciente normal mostra um padrão similar para ambos os processos, QRS e ST-T. O valor máximo é localizado no ventrículo esquerdo. O mapa do paciente com isquemia cardíaca mostrou diferenças nos processos QRS e ST-T. Essas diferenças poderiam ser devido a correntes de perturbação causadas

por regiões isquêmicas. Isto é, o fluxo de corrente nas regiões isquêmicas se converte em randômicas e a corrente total é mínima. A comparação entre os iso-mapas QRS e ST-T pode ser um método promissor no diagnóstico nas isquemias cardíacas⁸⁰.

A MEG representa o campo de pesquisas onde IFM tem apresentado vários resultados clínicos importantes pelo que têm crescido o interesse de neurologistas, físicos médicos e neurofisiólogos. Como uma consequência direta, a MEG junto com IFM tem sido reconhecida como uma potente ferramenta para fazer imagens funcionais para complementar a fMRI e PET, também é a técnica de melhor resolução temporal, da ordem de 1ms ou menor, comparado com a fMRI (1s) e a PET(1 min). Por outro lado a resolução espacial, que tanto importa para localizar as diferentes áreas de ativação do cérebro, é da ordem de 2-10 mm, não tão boa quando é comparada com as técnicas de fMRI e PET, as quais apresentam 2 mm e 2.5 mm, respectivamente.

Figura 2.24: Campo magnético medido sobre a área temporal e parietal por dois sensores depois de uma estimulação elétrica na mão esquerda de um voluntário, [Extraída de Pizzella *et al.*, 2001. *Supercond. Scienc. Thech.* 14: R79-R114]⁶⁶.

Na Fig. 2.24a vemos o campo magnético medido sobre a área temporal e parietal por dois sensores depois de uma estimulação elétrica na mão esquerda de um voluntário, a barra vertical indica o momento do estímulo. A série de picos indica a subsequente ativação de grupos de neurônios. Na Fig. 2.24b vemos a distribuição do campo magnético ao acontecer o primeiro pico apresentado em Fig. 2.24a e registrado 21 ms após a estimulação⁶⁶.

Figura 2.25: Esquerda mostra a ativação cortical do córtex somatosensorial primária durante a estimulação do nervo médio [Extraída de Pizzella *et al.*, 2001. *Supercond. Scienc. Thech.* 14: R79-R114]⁶⁶.

A Fig. 2.25 nos mostra a capacidade do método em identificar diferentes áreas do cérebro reagindo a um estímulo sensorial. O sinal dado indicado pelo quadradinho branco mostra a ativação cortical medido por meio de MEG 20 ms depois da estimulação; a área cinza com as bordas brancas é a ativação cortical medida por fMRI. Na parte direita se visualiza a ativação do córtex somatosensorial secundário durante a estimulação do nervo médio esquerdo. A caixa branca significa a ativação da área cortical medido com MEG após 70 ms da estimulação. A habilidade ou sutileza do IFM mostra mudanças nos padrões das “bio-correntes” (ou em geral das fontes magnéticas) geradores dos campos magnéticos. Segundo os autores⁶⁶ é plausível o uso de IFM na observação de fenômenos de reorganização cerebral (chamado de plasticidade do cérebro).

Na Fig. 2.26 se apresenta uma comparação de IFM versus fMRI a razão de acertos na localização das fontes magnéticas, como se pode apreciar para estudos de estimulações somatosensoriais a IFM tem uma taxa de 100% de acertos⁷⁹.

Figura 2.26: Comparação dos métodos de IFM com fMRI na localização de zonas de ativação, [Extraída de Timothy P.L., et al.1997. *AJNR Am J Neuroradiol* 18:871-880]⁷⁹.

Com estímulos similares, fMRI, uma identificação satisfatória dos *pixels* em somente 69% dos casos. Com uma tarefa motora mais robusta, com protocolo de aquisição e análises estatístico similares, a fMRI apresenta 100% de sucesso na localização das regiões ativas⁷⁹.

Figura 2.27: Imagens mostrando a localização da zona de ativação ao estimular o dedo indicador esquerda, [Extraída de Timothy P.L., et al.1997. *AJNR Am J Neuroradiol* 18:871-880]⁷⁹.

Na Fig. 2.27 à esquerda mostra os resultados da localização da zona de ativação após a estimulação do dedo indicador esquerdo, em (A) por meio de fMRI e em (B) por

meio IFM. Para o mesmo voluntário nas mesmas condições, nota-se que a resolução do método IFM é maior⁷⁹.

Na Fig. 2.28 podemos ver alguns casos onde a fMRI não funciona ou falha ao mostrar uma região de ativação(A), como pode se ver múltiplos *pixels* individuais que satisfazem a condição de correlação (pontos vermelhos), porem esta técnica falha ao satisfazer a correlação, requerimento básico para satisfazer a conectividade espacial ⁷⁹.

Esta observação foi feita em vários sujeitos, e presumivelmente reflete a falta de extensão espacial suficiente.

Figura 2.28: Falha na localização da zona de ativação ao estimular o dedo indicador esquerda, [Extraída de *Timothy P.L., et al.1997. AJNR Am J Neuroradiol 18:871-880*]⁷⁹.

2.8 Magnetogastrografia (MGG)

As técnicas para estudar a região gástrica (motilidade gástrica, gastroparesias, isquemias intestinais, etc.) tanto na clínica médica quanto nas pesquisas básica, utilizam

as medidas de grandezas físicas, como a pressão, fluxo, força, entre outras. Métodos que não tem muita aceitação por partes dos pacientes, pelo desconforto que elas provocam ao serem aplicadas. Só, recentemente medições usando técnicas elétricas têm sido investigadas, para extra-ir informação da região gastrointestinal. Mais ainda o diagnóstico desta região do corpo humano, é feito pelas técnicas iniciais tais como raios-x, cintilografia, cateteres, e tubos introduzidos no trato gastrointestinal. A pesquisa do trato gastrointestinal via técnicas biomagnéticas tem sido separada em duas áreas bem definidas: (a) medições com sensores muito sensíveis dos campos magnéticos produzido pelas correntes que circulam nos órgãos, MGG e, (b) medições dos campos magnéticos produzidos por materiais magnéticos que são ingeridos. As medições dos campos magnéticos intrínsecos podem servir para estimar a distribuição das correntes na região gastrointestinal, e de com essa informação caracterizar a sua atividade bio-elétrica.

Os campos produzidos por marcadores magnéticos (MM), ou traçadores magnéticos (MT), e localizados no interior do corpo podem ser medidos e seguidos encima do torso. Os sinais medidos brindam informação sobre a posição, curso do tempo, concentração, estado de organização, que nos podem dar uma relação com a motilidade gastrointestinal e outras atividades mecânicas associadas.

Desde começos dos anos 90 do século passado se iniciaram em nosso laboratório uma série de estudos sobre o sistema gastrointestinal, aplicando principalmente técnicas biomagnéticas com o intuito de avaliá-las como possível método diagnóstico eficaz da dita região. Em vários trabalhos de Teses foram levados a cabo estudos de montagem de instrumentação, estudos in vivo in voluntários, de simulação e análise de sinais⁸¹⁻⁹¹,

entre outros; que nos reforça a idéia de obter imagens dos traçadores ferromagnéticos, ou de sua magnetização ou susceptibilidade magnética.

A idéia em concreto seria: uma vez ingerido os traçadores magnéticos (principalmente de MnFe_2O_3) inócuos ao organismo, o mesmo é magnetizado por um campo magnético externo, alinhando o momento dipolar magnético das partículas suspensas no alimento teste, logo começa o processo de perda da magnetização a qual é seguida. Esta relaxação randômica dos traçadores é causada principalmente pela interação direta com o estômago, seja sua atividade mecânica, e trata-se de encontrar alguma informação sobre a fisiologia do sistema gástrico para ter elementos e inferir um critério diagnóstico.

Com o interesse de estudar o esvaziamento gástrico, Miranda et al., 1992, desenvolveu um biosuceptômetro de corrente alternada⁹² AC (BCA) e obteve que o tempo médio de relaxação das partículas no estômago medida via biomagnética mostrava boa precisão comparada com o tempo médio de decaimento registrado pela câmera ganma. A mesma técnica usando os traçadores e o BCA foi usado para medir a contração antral⁹³, o tempo de trânsito do colon⁹⁴ obtendo-se que esta técnica também pode servir para estudar a motilidade do esôfago e do colon obtendo resultados comparáveis com as outras técnicas. Outra vantagem pode ser observada na estimação do tempo de transito do esôfago, determinado por via biomagnética, ou seja, não invasiva.

Carneiro et al., 1999, implementou um sistema par medir a velocidade de relaxação das partículas ferromagnéticas no estudo da motilidade gástrica⁹⁵. Nesse estudo chegou-se à conclusão que a velocidade de relaxação das partículas pode ser

tomada como uma boa variável estimadora da potência de mistura do estômago. Em estudos recentes tem registrado o Monitoramento de Marcadores Magnéticos (MMM) para estudar a atividade motora do estômago. Outros estudos estão relacionados com a dissolução de doses de drogas ingeridas via oral, confirmado padrões cíclicos da atividade elétrica gástrica (AEG)⁹⁶; por meio de ultrasonografia e a Ressonância Magnética Nuclear, tem-se visualizado contrações do estômago, e com o emprego dos sensores quânticos supercondutores (SQUID); tem-se mostrado mudanças cíclicas dos campos magnéticos endógenos produzidos pelo estômago e intestinos⁹⁷. Bradshaw et al., 2001, sugeriu que a isquemia mesenterica poderia ser diagnosticada por meio das medições dos campos magnéticos que gera o intestino^{97,98}.

Moreira et al., 2001; realizaram os primeiros passos na futura aplicação de técnicas biomagnética por meio de imagens⁹⁹. O estudo tinha como objetivo realizar imagens de Fantoms de traçadores ferromagnéticos usando um BCA mono canal. Dos resultados dos estudos foi demonstrado que a técnica usando BCA tem potencial para ser utilizada no estudo de sistemas *in vivo* e sugeririam o uso de sistemas multicanal para adquirir mais imagens num tempo mais rápido compatível com a atividade funcional do estômago. Uma mostra das imagens obtidas pelo o sistema desenvolvido nesse trabalho pode ser vista na Fig. 2.29 eles concluíram que a técnica usando **BCA** tem potencial para ser utilizada no estudo de sistemas *in vivo* e sugeriram o uso de sistemas multicanal para adquirir mais imagens num tempo mais rápido compatível com a atividade funcional do estômago.

Fig. 2.29 Imagens de fontes magnéticas degradadas e suas correspondentes imagens reconstruídas, típicas de dois fantoms em (a-b) para o fantom com formato do número 7, e em (c-d) as do fantom com formato de cruz +, [Extraídas de *Moreira et al.*, 2001]⁹⁹.

Na parte da direita das imagens aparece uma vista do plano de projeção. Como se pode ver o procedimento para a produção das imagens foi capaz de produzir imagens de boa definição e resolução. Os fantoms foram de ferrita de densidade de 4.88 g/cm^3 , ocupando 3% do volume total. Esses resultados iniciais mostram que um biosuceptômetro de corrente alternada pode ser usado para obter imagens de fontes magnéticas com moderada resolução espacial.

2.9 Referências Bibliográficas

1. **DiPietro et al.** A novel approach for the averaging of magnetocardiographically recorded heart beats. *Phys. Med. Biol.* 50 (2005) 2415–2426.
2. **J.P. Wikswo et al.**, Applications of SQUID Magnetometers to Biomagnetism and Nondestructive Evaluation", in Applications of Superconductivity, H Weinstocks, Ed. (Kluwer Academic Publishers, the Netherlands), (2000). 139-228.
3. **K. Kosmas et al.**, Non-destructive evaluation of magnetic metallic materials using Hall sensors. *Journal of Materials Processing Technology* 161(2005) 359–362.
4. **Toni A. et al.** Bayesian analysis of the neuromagnetic inverse problem with “p - norm” priors. *Neuroimage*. (2005).
5. **Benoit Tournier and Michel Chouteau.** Three-dimensional magnetotelluric survey to image structure and stratigraphy of a sedimentary basin in Hungary. *Physics of the Earth and Planetary Interiors* 150 (2005) 197–212.
6. **Mayergoyz et., al.** magnetic imaging on a spin-stand. *J. Appl. Phys.*, Vol. 87, No. 9, 1 May 2000
7. **Paul Rice et al.** Optimizing the NIST Magnetic Imaging Reference Sample. *IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS*, VOL. 33, NO. 5, SEPTEMBER 1997.
8. **Kirtly , M. B. et al.** Design and applications of a scanning SQUID microscope. Vol. 39, No. 6 -Proximal probe microscopes. *IBM I. RES. DEVELOP.* VOL. 39 NO. 6 NOVEMBER 1995.
9. **Shultz**, "Needs of the recording industry related to scanned probe microscopies," Second Workshop on Industrial Applications of Scanned Probe Microscopy, NISTIR 5752, pp 27-30, 1995.
10. **K Babcock, V Elings, M Dugas, and S Loper**, "Optimization of thinfilm tips for magnetic force microscopy," *IEEE Trans Magn* , vol 30,pp: 4503-4505.1994.

11. **R. Proksch and E D Dahlberg**, "Optically stabilized, constant-height mode operation of a magnetic force microscope," *J Appl Phys* , vol 73, pp 5808-5810, 1993.
12. **R. D Gomez, A A Adly, and I D. Mayergoyz**, "Magnetic force scanning tunneling microscope imaging of overwritten data," *IEEE Trans Magn.*, vol. 28, pp. 3141-3143, 1992.
13. **R J Celotta and D T Pierce**, "Polarized electron probes of magnetic surfaces, *Science*, vol 234, pp 333-340, Oct 1986.
14. **Amir Ali Companieh, Robert Eaton, Ronald Indeck, and Michael Moser**. *In Situ Ultra-high Resolution Magnetic Imaging*. Joint MMM/Intermag 2001.
15. **B. Ahamada, R. Barrue, G. Juliie, B. Belier**, A-L. Coutrot, E. Martincic, and E. Dufour-Gergam, "Two axis magnetic camera based on AMR sensors," in *Proc. Intermag'02 Conf.*, Amsterdam, May 2002, Paper GE08.
16. **S. Tumanski**, "The experimental verification of the condition of the magnetic material caused by different technological processes," *J. Magn. Magn. Mater.*, vol. 215-216, pp. 749-752, 2000.
17. **S. Tumanski and A. Liszka**, "The methods and devices for scanning of magnetic fields," *J. Magn. Magn. Mater.*, to be published.
18. **S. Tumanski and A. Liszka**, "On-line evaluation of electrical steel structure and quality," in *Proc. Intermag'02 Conf.*, Amsterdam, May 2002, Paper DU 09.
19. **Andrzej Michalski**. *Magnetovision*. IEEE Instrumentation & Measurement Magazine September 2002
20. **S. Tumanski**, "The Magnetovision," *McGraw-Hill 2000 Yearbook of Science and Technology*. New York: McGraw-Hill, 1999, pp. 242-244.

21. **S. Tumanski and M. Stabrowski**, “The magnetovision method as a tool to investigate the quality of electrical steel,” *Meas. Sci. Technol.*, vol. 9, pp. 488-495, 1998.
22. **Tumanski S.** The application of permalloy MR sensors for non-destructive testing of electrical steel sheets *J. Magn. Magn. Mater.* **75** 266–72. 1998.
23. **Moses A** Measurement and analysis of magnetic fields on the surface of GO electrical steels *Soft Magnetic Materials Conf. (Grenoble) 1997* Paper Tpm/IN-01. 1997.
24. **Mohd Ali B B and Moses A J.** A non-destructive grain-detection system *Proc. Soft Magnetic Materials Conf. (Blackpool) 1985* pp 22–5 . 1985.
25. **Mohd Ali B B and Moses A J.** The magnetoresistive recording head as a magnetic field vector detector *J. Fiz. Malays.* **9** 75–80. 1988.
26. **Mohd Ali B B and Moses A J.** A grain detection system for grain oriented electrical steels *IEEE Trans. Magn.* **25** 4421–6. 1989.
27. **So M, Nicholson P, Meydan T and Moses A.** Magnetic domain imaging in coated silicon–iron using MR sensors *IEEE Trans. Magn.* **31** 3370–2. 1995.
28. **Moghaddam A J and Moses A J.** Localised power loss measurement using remote sensor *IEEE Trans. Magn.* **29** 2998–3000. 1993.
29. **Oleg Portniaguine and Michel Zhdanov.** 3-D gravity and-or magnetic inversion with image focusing and data compression.
30. **Portniaguine O., and M. S. Zhdanov,** 3-D magnetic inversion with data compression and image focusing: *Geophysics*, 67, No. 5, 1532-1541. Li, Y., and D. Oldenburg, 1996, 3-D inversion of magnetic data: *Geophysics*, 61, No. 2, 394-408. 2003.
31. **Portniaguine, O. And M.S. Zhdanov,** Compression in inverse problem solution: *Proceedings of 1999 CEMI annual meeting*, 595-618. 1999.

32. **Portniaguine O.**, Image focusing and data compression in the solution of geophysical inverse problems: phd dissertation, University of Utah. 1999.
33. **Pradeep Ramuhalli.** Neural network based iterative algorithms for solving electromagnetic NDE inverse problems. Doctoral dissertation. Iowa State University Ames, Iowa. 2002 .
34. **Shigeru Takaya, e Kenzo Miya.** Application of magnetic phenomena to analysis of stress corrosion cracking in welded part of stainless steel. Journal of Materials Processing Technology 161: 66–74.2005.
35. **John P. Wikswo, Jr.** SQUID Magnetometers for Biomagnetism and Nondestructive. Testing: Important Questions and Initial Answers IEEE **TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY**, 5(2):74-120, JUNE 1995.
36. **W G Jenks, S S H Sadeghi, and J P Wikswo Jr.** SQUID for nondestructive evaluation. J. Phys. D: Appl. Phys. **30** (1997) 293–323.
37. **I.M. Thomas, Y.P. Ma and J.P. Wikswo Jr.** SQUID NDE: DETECTION OF SURFACE FLAWS BY MAGNETIC DECORATION. IEEE "TRANSACTIONS ON APPLIED SUPERCONDUCTIVITY, VOL. 3, No.1, MARCH 1993.
38. **Carlos Roberto Hall Barbosa.** Ensaios não destrutivos em estruturas metálicas utilizando o magnetômetro supercondutor SQUID e técnicas de inteligência computacional. Tese de doutorado apresentada na PUCRJ. Dpto de Engenharia Elétrica. Departamento de Física, 07 de julho de 1998.
39. **A. C. Bruno.** Imaging flaws in magnetically permeable structures using the truncated generalized inverse on leakage fields. J. Appl. Phys. 82 (12): 5899-5905, 15 December 1997.
40. **Abedi and J.P. Wikswo, Jr.,** "SQUID Magnetometers for Biomagnetism and Nondestructive Testing: Important Questions and Initial Answers." In: IEEE Transactions on Applied Superconductivity. Vol 5, No. 2, June 1995.

41. **Abedi A.; Fellenstein J.J.; Lucas A.J.; Wikswo J.P., Jr.,** "A superconducting quantum interference device magnetometer system for quantitative analysis and imaging of hidden corrosion activity in aircraft aluminum structures" *Review of Scientific Instruments*, 70 (12) 4640-4651 (1999) .
42. **Acar, C.E.; Gencer, N.G.;** Sensitivity of EEG and MEG to conductivity perturbations *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2003. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE* Volume 3, 17-21 Sept. 2003 Page(s):2834 - 2837 Vol.3.
43. **Dale AM, Sereno MI.** Improved localization of cortical activity by combining EEG and MEG with MRI cortical surface reconstruction: a linear approach. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 5: 162-176, 1993.
44. **He B.** High resolution imaging of brain electrical sources. *IEEE Engineering in Medicine & Biology*, Sept./Oct., 123-129, 1999.
45. **He B.** Brain Electric Source Imaging - Scalp Laplacian mapping and cortical imaging. *Critical Review in BME* 27: 149-188, 1999 .
46. **Hori J, He B.** Equivalent dipole source imaging of brain electric activity by means of parametric projection filter. *Annals on Biomedical Engineering*, 29: 436-445, 2001.
47. **He B, Yao D, Lian J.** High resolution EEG: on the cortical equivalent dipole layer imaging. *Clinical Neurophysiology*, 113: 227-235, 2002.
48. **Hori J, Lian J, He B.** Comparison between parametric Wiener filter and parametric projection filter in cortical equivalent dipole layer imaging. In *proceedings of 2nd Joint EMBS/BMES Conference*, 929-930. 2002.
49. **Hori J., He B.** EEG cortical potential imaging of brain electrical activity by means of parametric projection filters. *IEICE Transactions on Information & Systems*, E86-D: 1909-1920, 2003.

50. **Hori J, Aiba M, He B.** Spatio-temporal dipole source imaging of brain electrical activity by means of time-varying parametric projection filter. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51: 768-777, 2004.
51. **Kavanagh RN, Darcey TM, Lehmann D, Fender DH.** Evaluation of methods for three-dimensional localization of electrical sources in the human brain. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 25: 421-429, 1978.
52. **Philips JW, Leahy RM, Mosher JC, Timsari B.** Imaging neural electrical activity from MEG and EEG. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16: 338-348, 1997.
53. **Rush S, Driscoll DA.** EEG electrode sensitivity - An application of reciprocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 16: 15-22, 1969.
54. **Ukhtomsky AA et al.** Moscow: Leningrad, Publishing house of the USSR Academy of Science; p. 54, 1054.
55. **Seipel JH, Morrow RD.** The magnetic field accompanying neuronal activity: a new for the study of the nervous system. *J Was Acad Sci* 1960; 50: 14.
56. **Baule GM, mcfree R.** Detection of the magnetic field of the heart. *Am Heart J* 1963; 66: 95-6. 34 Cohen D. Magnetoencephalography: evidence of magnetic fields produced by alphas rhythm currents. *Science* 1968; 161: 7846.
57. **Zimmerman JE, Thiene P, Harding JT.** Design and operation os stable rfbaised superconducting point contact, quantum devices and a note on the properties of perfectly clean metal contacts. *J Appl Phys* 1970; 41: 1572-80.
58. **Cohen D.** Magnetoencephalography: detection of the brain's electrical activity with a superconducting magnetometer. *Science* 1972; 175: 664-6.
59. **Clarke J.** Fluctuactions analysis. *SQUID*, 80: superconducting quantum interference devices and their applications. Berlin: Walter de Gruyter; 1980. P. 187-205.

60. **Hämäläinen M, Ilmoniemi RJ, Knuutila J, Reinikainen K.** Analysis of magnetoencephalographic obtained with a four channel SQUID magnetometer. *Biomagnetism: applications/theory*. New York: Pergamon Press; 1985. P. 299-303.
61. **Ahonen AI, Hallstrom JK, Kajola MJ, Knuutila J, Tesche CD, Vilman VA.** Design of 7channel DCSQUID gradiometer for brain research. *Proc of the 11th Cryogenic Engineering Conference ICEC11*. Guildford, England; Butterworth: 1986. P. 820-4.
62. **Crum D.** Design and use of dewars in biomagnetism measurements. *Biomagnetism: applications/theory*. New York: Pergamon Press; 1985. P. 21-8.
63. **Hämäläinen M.** 24 channel planar gradiometer: system, design and analysis of neuromagnetic Data. *Advances in Biomagnetism*. New York: Plenum Press; 1989. P. 639-44.
64. **Daalmans G, Seifert H, Bommel FD, Hoenig HE.** DC SQUID for a 31channel SQUID gradiometer array for biomagnetic diagnosis. *Proc of the 2nd workshop on hightemperature superconducting electronics workshop*. Shikade, Hokkaido, Japan: Association for future electronic devices; 1989. P. 219-22.
65. **Sutherling WW, Nakasato N, Muresan L, Binet I, Baumgartner C, Barth D.** Comparison of eegecog, MRI and 7 vs 31channels of MEG for noninvasive localization of the somatosensory evoked response. *Biomagnetism: clinical aspects*. Amsterdam: Elsevier; 1992, p. 233-6.
66. **Victorio Pizzella, Estefania de la Penna, Cosino Del Gratta, Gian Luca Romani.** SQUID system for the biomagnetic imaging. *Supercond. Scienc. Thech.* (14):R79-R114. 2001.
67. **Dráulio Barros de Araújo, Antonio Adilton Oliveira Carneiro, Eder Rezende Moraes, Oswaldo Baffa.** Biomagnetismo uma nova interface entre a física e a biologia *CIÊNCIA HOJE* • vol. 26 • nº 153:25-33. 1999.

68. **Riccardo Fenici, Donatella Brisinda, Jukka Nenonen and Peter Fenici.** Phantom validation of multichannel Magnetocardiography Source Localization. *PACE*. 2003; 26[Pt.II]: 426-30.
69. **Hämäläinen MS, Nenonen J:** Magnetic source imaging. In: Encyclopedia of Electrical Engineering, Vol. 12. Webster J, ed. New York: Wiley & Sons; 1999: 133-148.
70. **Nenonen J, Purcell C, Horacek BM, et al:** Magnetocardiographic functional localization using a current dipole in a realistic torso. *IEEE Trans Biomed Eng* 1991; 38: 658-664.
71. **Fenici RR, Melillo G:** Magnetocardiography: ventricular arrhythmias. *Eur Heart J* 1993; 14(Suppl.E): 53-60.
72. **Moshage W, Achenbach S, Göhl W, Bachmann K:** Evaluation of the non-invasive localization of cardiac arrhythmias by multichannel magnetocardiography (MCG). *Internat J Cardiac Imaging* 1996; 12: 47-59.
73. **Erné SN, Fenici R, Hahlbom HD, et al:** High-resolution Magnetocardiographic recordings of the ST segment in patients with electric late potentials. *Nuovo Cimento* 1983; 2D: 340-345.
74. **Montonen J:** Magnetocardiography in identification of patients prone to malignant arrhythmias. In: Biomagnetism: Fundamental Research and Clinical Applications, Baumgartner C, et al., eds. Amsterdam: Elsevier; 1995: 606-611.
75. **Van Leeuwen P, Hailer B, Wehr M, et al:** Spatial distribution of QT intervals: alternative approach to QT dispersion. *PACE* 1996; 19: 1894-1899.
76. **Stroink G, Lant J, Elliot P, et al:** Discrimination between myocardial infarct and ventricular tachycardia patients using Magnetocardiographic trajectory plots and isointegral maps. *J Electrocardiol* 1992; 25: 129-142.

77. **Leder U, Pohl HP, Michaelsen S, et al:** Non-invasive biomagnetic imaging in coronary artery disease based on individual current density. *Int J Cardiol* 1998; 64: 83-92.
78. **Pesola K, Hänninen H, Lauerma K, et al:** Current density estimation on the left ventricular epicardium: a potential method for ischemia localization. *Biomedizinische Technik* 1999; 44(S2): 143-147.
79. **Timothy P.L, Roberts and Howard A. Rowley.** Mapping of the Sensorimotor Cortex. *Functional MR Magnetic Source Imaging. AJNR Am J Neuroradiol* 18:871-880 1997.
80. **Keiji Tsukada, D. Eng. Hitoshi Sasabuchi , Toshio Mitsui, MD, Ph. D.** Measuring Technology for Cardiac Magneto-field Using Ultra-sensitive Magnetic Sensor For High Speed and Noninvasive Cardiac Examination. *Hitachi Review Vol. 48 No. 3:* 117-119.(1999).
81. **Agostinho Ferreira.** Avaliação da motilidade gastrointestinal por métodos biomagnéticos. *Dissertação de Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia,* 2001.
82. **J. F. Borin.** Sensor de Correntes Elétricas de Baixa Frequência para Aplicações Biomagnéticas. *Dissertação de Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia.* 1998.
83. **A. O. Carneiro.** Sistema para Medidas da Magnetização Remanente Intragástrica. *Dissertação de Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia.* 1997.
84. **José Guilherme Guasti Junior.** Contribuição ao Desenvolvimento Instrumental em Biomagnetismo. *Dissertação de Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia.* 1996.
85. **E. R. Moraes.** Estudo e Desenvolvimento de uma Sonda Baseada em um SQUID-DC para Aplicações em Biomagnetismo. *Dissertação de Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia.* 1996.

86. **M. Moreira.** Avaliação do Desempenho do Biosusceptometro CA na Aquisição e Restauração de Imagens Funcionais. Dissertação de Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia. 1995.
87. **Paulo Loureiro de Souza.** Projeto e Construção de um Magnetometro de Fluxo Saturado (Fluxgate) para Uso em um Laboratório de Biomagnetismo. Dissertação de Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia. 1995.
88. **Roberto Mário Machado Verzola.** O Estudo do Magnetocardiograma de Fetos, de Indivíduos Normais e de Pacientes com Bloqueio Completo do Ramo Direito do Feixe de HIS. Dissertação de Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia. 1994.
89. **Zeev Gidon Kipervaser Sapiro.** DESENVOLVIMENTO DE UM BIOSUSCEPTÔMETRO SUPERCONDUTOR. 0 f. Dissertação de Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia. 1992.
90. **José Ricardo de Arruda Miranda.** DESENVOLVIMENTO DE UM BIOSUSCEPTÔMETRO PARA DETERMINAÇÃO DO TEMPO DE TRÂNSITO GASTRO-INTESTINAL. Dissertação de Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia. 1991.
91. **Antonio Adilton Oliveira Carneiro.** UM BIOSUSCEPTÔMETRO SUPERCONDUTOR AC PARA QUANTIFICAR O FERRO HEPÁTICO. Tese de Doutorado em Física Aplicada à Medicina e Biologia. 2001.
92. **Miranda J-R, Baffa O, Oliveira R B and Matsuda N M** An AC biosusceptometer to study gastric emptying. *Med. Phys.* **19** 445–8. 1992.
93. **Miranda J R, Oliveira R B, Sousa P L, Braga F J H and Baffa O.** A novel biomagnetic method to study gastric antral contractions *Phys. Med. Biol.* **42** 1791–9. 1997.
94. **Oliveira R B, Baffa O, Troncon L E A, Miranda J R A and Cambrea C R.** Evaluation of a biomagnetic technique for measurement of oro-caecal transit time *Eur. J. Gastroenterol. Hepatol.* **8** 491–6. 1996.

95. **Carneiro, A. A., Baffa, O., and Oliveira. R, B.,** Study of stomach motility using the relaxation of magnetic Tracers. *Phys. Med. Biol.* 44: 1691–1697.1999.
96. **Xiaona Wang, Max Q.-H. Meng, and Yawen Chan.** A Low-Cost Tracking Method Based on Magnetic Marker for Capsule Endoscope. *Proceedings of 2004 International Conference on Information Acquisition.* IEEE. 2004.
97. **L. Alan Bradshaw,* J. K. Ladipo, Daniel J. Staton, John P. Wikswo, Jr.,** Member, IEEE, and William O. Richards . The Human Vector magnetogastrogram and Magnetoenterogram. *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING,* VOL. 46, NO.8, AUGUST 1999.
98. **Bradshaw et al.** Volume condutor effects on the spatial resolution of magnetic fields and electric potentials from gastrointestinal electric activity. *Medical and Biological Engineering & Computing* , Vol. 39: 35-43, 2001.
99. **M. Moreira, L.O. Murta and O. Baffa.** Imaging ferromagnetic tracers with a ac biosusceptometer. *REVIEW OF SCIENCE INSTRUMENTS.* VOL. 71, NO. 6: 2532-38, JUNE 2000.

Capítulo 3. PROBLEMA INVERSO E MÉTODOS DE SOLUÇÃO

3.1 Introdução

As técnicas matemáticas de regularização são de muita ajuda à hora de enfrentar solucionar problemas mal-condicionados. Por exemplo, a regularização é usada para fazer o problema mal-posto menos sensível ao ruído. Nesta parte da tese vamos descrever, e entender a necessidade de usar a regularização para resolver o problema magnético inverso na obtenção de imagens das fontes magnéticas.

3.2 Formação de uma imagem

O problema de obter uma imagem relaciona três espaços ou planos: espaço objeto, onde esta situada o objeto fonte da imagem; espaço do sistema de medições, e o plano das imagens, como podem observar-se na Fig. 3.1.

Figura 3.1: Esquema que mostra o processo de formação de uma imagem.

Da figura anterior fica claro que o processo de obtenção de uma imagem passa por uma etapa de medições, onde se produz a conversão dos sinais registrados pelo sistema de transdutores numa imagem. Se o sistema fosse um transdutor ideal, a propriedade física

imagem gerada desde os correspondentes pontos do objeto iria ter uma correspondência biunívoca nos pontos da imagem. Mas na realidade o sistema é imperfeito e apresenta instabilidade e ruídos e, como consequência, não se tem uma imagem fiel e sim uma imagem borrada ou degradada.

Matematicamente este processo seria o resultado da resposta do sistema $H[n, m]$ devido à presença do objeto $f[n, m]$ o qual implica a formação da imagem degradada $g[n, m]$:

$$g[n, m] = H\{f[n, m]\} \quad (3.1)$$

A expressão anterior pode ser escrita da seguinte forma segundo Moreira et al [Marcelo teses]:

$$g[n, m] + \eta[n, m] = \sum_{-\infty}^{\infty} \sum_{-\infty}^{\infty} f[\alpha, \beta] h[n - \alpha, m - \beta] \quad (3.2)$$

Que não é mais que a convolução da resposta de sistema com a função objeto, ou seja:

$$g[n, m] = h[n, m] \otimes f[n, m] \quad (3.3)$$

Nesta teses vamos chamar a eq. (3.3) como equação fundamental para um maior entendimento ao explicar a deconvolução usando o filtro de Wiener Paramétrico Generalizado e outros métodos de solução do problema inverso.

Em termos de processamento de imagens o problema de obter uma dada imagem conhecido o objeto é conhecido como **problema direto**, e conhecer a imagem do objeto dada à imagem degradada (saída do sistema), e a função característica do sistema (função de espalhamento pontual) chama-se **problema inverso**, restauração ou deconvolução da imagem.

3.3 Problema inverso

Desde o ponto de vista fenomenológico (causa do processo -sistema - efeito), o problema inverso, pode ser descrito como o procedimento lógico dado pela sequência efeito – sistema – causas. No sistema físico de estudo (fontes magnéticas – sistema de medição – campo magnético), a aplicação do problema inverso, seria obter as imagens das fontes magnéticas (causa), conhecido a função de transferência do sistema (sistema de medição) e a imagem degradada do campo magnético medido experimentalmente (efeito).

Em geral um modelo que descreva o problema inverso consiste na relação entre alguma entrada e alguma saída, onde usualmente a saída é definida pelos dados medidos experimentalmente, ver Fig. 3.2. Solucionar o problema inverso é encontrar a entrada que melhor satisfaz a saída definida pelo sistema de medição, essa relação vem expressada na eq. (3.3).

Figura 3.2: Estrutura do problema inverso

O problema inverso é muito mais complicado de solucionar que o problema direto, porque o problema é de natureza mal - condicionado devido à presença de ruído nas medições. O significado de um problema de ser “mal-condicionado” será discutido na próxima seção. Só vamos deixar um ponto no ar: sem conhecermos de forma exata as medidas da imagem da saída (degradada), solucionar o problema inverso não teria problema algum.

3.4 Problemas “mal-condicionados”.

A equação fundamental (3.3) pode ser rescrita de forma matricial da seguinte forma:

$$Af = b \quad (3.4)$$

Sendo $A = h[n, m]$; $b = g[n, m]$ e $f = f[n, m]$ a resposta do sistema ou função de espalhamento pontual (PSF), a imagem degradada e a imagem do objeto fonte magnética, respectivamente. Intuitivamente, quando lidamos com um problema da forma expressa na eq. (3.4), a solução mais simples poderia resultar ao multiplicarmos ambas partes em (3.4) por A^{-1} , calcula-se como:

$$A^{-1}Af = A^{-1}b \Rightarrow f_{\text{simples}} = A^{-1}b, \quad (3.5)$$

Onde se deve garantir que A^{-1} exista. Em conexão com a teoria de problemas inversos, esta solução é chamada de solução “ingênua”. Estudos¹ demonstram que esta solução não é única, a solução computada apresenta um grande erro, pelo que sua aplicação não é a melhor escolha, em comparação aos algoritmos que vamos expor mais adiante.

De fato essa solução ingênua não é boa estimativa da solução num problema inverso. Isto é causado pela natureza mal – condicionada do problema. Segundo *Hadamard* um problema “bem-condicionado” é caracterizado pela existência, unicidade e estabilidade da solução. Um problema no qual não se satisfaz todas as três condições anteriores o problema é chamado de “mal-condicionado”. Uma consequência da instabilidade de um problema mal-condicionado é que pequenas alterações nos dados medidos (aqui entra a influência do ruído, o qual assegura na prática esta condição) induz perturbações grandes na solução. Isto é, pequenos erros; exemplo o ruído na imagem degradada, que também lhe chamaremos lado da parte direita do sistema dado pela eq. (3.4), provocaria o produziria grandes influencia na solução. Um indicador da estabilidade do problema é o número da condição de uma matriz de range

completo. Este número é uma media de quanto de grande é a influencia das perturbações nos dados medidos na saída tem sobre a solução.

Os problemas inversos normalmente são mal-condicionados², pois somente numa situação irrealista podem se conseguir medir dados exatos. Consequentemente a influencia do ruído é um problema muito serio a ter presente na hora de computar a solução destes tipos de problemas. A idéia é que se deve tratar alguma maneira de processar os dados medidos degradados considerando o ruído para obter uma solução estável. Precisamente os métodos de Regularização apóiam-se nessa situação, usam procedimentos de estabilização, por meio do controle do ruído para solucionar os problemas mal-condicionados. Na essência eles utilizam conhecimento à “*priori*” sobre a natureza da solução para estabilizar-lha.

3.5 Decomposição de Valores Singulares (SVD).

A decomposição de valores singulares é uma ferramenta de muita utilidade na solução e análises de problemas mal-condicionados. Em ordem de definir a DVS consideraremos a matriz A representante da função de espalhamento do sistema de medições, como sendo quadrada, mais em geral não se precisa cumprir esta condição.

Teorema 1 Seja $A \in \mathfrak{R}^{m \times n}$ então existem $U \in \mathfrak{R}^{m \times m}$, $V \in \mathfrak{R}^{n \times n}$ ortogonais e $D \in \mathfrak{R}^{m \times n}$ uma matriz diagonal cuja diagonal vem dado pelos valores singulares $\mu_1 \geq \mu_2 \geq \dots \geq \mu_p \geq 0$ com $p = \min\{m, n\}$ de modo que podemos expressar a matriz A como,

$$A = UDV^T \quad (3.6)$$

Se $m > n$ então

$$\begin{matrix} & & n \\ & & \left(\begin{array}{ccc} \mu_1 & 0 & 0 \\ 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & \mu_n \\ 0 & \dots & 0 \end{array} \right) \\ n & & \\ & & \\ m-n & & \left(\begin{array}{ccc} 0 & \ddots & 0 \\ 0 & \dots & 0 \end{array} \right) \end{matrix} = D \quad (3.7)$$

Se $m < n$ então

$$m \begin{pmatrix} \overset{m}{\mu_1} & 0 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & \ddots & 0 & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & \mu_m & 0 & \dots & 0 \end{pmatrix} = D \quad (3.8)$$

Corolário 1 Seja $A \in \mathbb{R}^{m \times n}$, com $\text{posto}(A) = p$ e sejam $\mu_1 \geq \mu_2 \geq \dots \geq \mu_p \geq 0$ seus valores singulares. Se $U = [u_1, \dots, u_m] \in \mathbb{R}^{m \times m}$, $V = [v_1, \dots, v_n] \in \mathbb{R}^{n \times n}$ são ortogonais tal que $A = UDV^T$, então se cumpre que:

$$A = \sum_{i=1}^p \mu_i u_i v_i^T \quad (3.9)$$

A solução do sistema de equações lineares (3.4) usando DVS (aqui $\sigma_i = \mu_i$) demonstrasse vem dado por (mais detalhes da solução podemos encontrar-lha no anexo A7):

$$f_{\text{simples}} = A^{-1}b = \sum_{i=1}^n \frac{u_i^T b}{\sigma_i} v_i \quad (3.10)$$

A qual como já foi visto, não é uma boa solução para resolver o problema inverso, pois queda totalmente corrompido com o ruído. Isto é causado, como já foi entredito, pelos erros na matriz da PSF (A) e da imagem magnética degradada (b) da parte direita, o qual pode ser ilustrado no gráfico de *Picard*. O gráfico de *Picard* mostra a variação dos valores singulares σ_i , os Coeficientes de *Fourier* $|u_i^T b|$ e os coeficientes dos SVD $\frac{|u_i^T b|}{\sigma_i}$.

O gráfico da Fig. 3.4 mostra a condição de *Picard* para uma matriz A , nele mostra-se em claro como os valores singulares σ_i de A , decaem gradualmente a zero. Para valores do índice i os Coeficientes de *Fourier* $|u_i^T b|$ também decaem gradualmente, até alcançar o nível do ruído, depois desse ponto estes coeficientes são totalmente dominados pelo ruído do sistema os

coeficientes dos SVD $\frac{|u_i^T b|}{\sigma_i}$. Também decresce para valores pequenos de i , mais depois de atingir o ruído começam aumentar gradualmente. Mais também são dominados pelo ruído, pois não cumpre a condição de *Picard* discreta, a qual afirma que os coeficientes de *Fourier* versus o índice de iteração, decaem tão rapidamente quanto os valores singulares. Como podemos ver na Fig. 3.4 isto não se cumpre. Esta condição é muito importante, pois é a que nos assegura que a solução do problema inverso real pode ser aproximada pela regularizada (pois no caso ideal numas medições sem ruídos os coeficiente de *Fourier* e os valores singulares cumprem a condição de *Picard*) com a escolha certa dos parâmetros de regularização³.

Figura 3.4: O gráfico de *Picard* mostra a variação dos valores singulares σ_i , os Coeficientes de *Fourier* $|u_i^T b|$ e os coeficientes dos SVD $\frac{|u_i^T b|}{\sigma_i}$. Foi adicionado um ruído de 10^{-3} na parte direita do sistema apresentado pela eq. (3.4) [gráfica extraída Cf⁴]

Este tipo de análises gráfico ilustram que num problema mal – condicionado somente os primeiros coeficientes SVD contribuem na imagem, quando computamos a solução ingênua, o resto são dominados pelo ruído. Isto permite que possa ser feita uma filtragem dos coeficientes SVD de tal maneira que os coeficientes com índices pequenos possam ser ponderados mais que o resto. Deste análises pode deduzir uma solução regulada via SVD, da seguinte forma:

$$f_{reg} = \sum_{i=1}^n \mathfrak{I}_i \frac{u_i^T b}{\sigma_i} v_i \quad (3.11)$$

onde $\mathfrak{I}_i$ são escalares chamados de Fatores de Filtro.

Diferentes métodos ou vias de fazer a escolha de $\mathfrak{I}_i$ resultam em diferentes métodos de regularização. Nós interessamos especialmente por dois métodos referidos como método da Decomposição de Valores Singulares Truncado “T-SVD” (da frase em inglesa, *Truncated Singular Values Decomposition*) e o método de Regularização de *Tickhonov*.

3.6 Decomposição de Valores Singulares Truncados (T-SVD)

Uma via simples mais não muito boa para ponderar os componentes SVD é simplesmente omitir aqueles componentes que estão influenciados pelo ruído. Este método de regularização é chamado de Decomposição de Valores Singulares Truncados (T-SVD) e os fatores de filtros associados calculam-se como

$$\mathfrak{I}_i = \begin{cases} 1 & \text{para } i \leq \kappa \\ 0 & \text{para } i > \kappa \end{cases} \quad (3.12)$$

onde κ é o parâmetro de escolhido visualmente sobre o gráfico de *Picard* como o índice onde os valores singulares deixam de diminuir e começam a ficar constantes a medida que aumenta o índice de iteração.

A solução do problema inverso neste caso vem dado pela eq. (3.11) com os fatores de Filtros expressados pela eq. (3.12).

3.7 Método de Regularização de *Tikhonov*

Na década de 60 vários pesquisadores trabalharam na solução do problema inverso mediante técnicas de regularização. Entre eles destacou-se V.K. *Ivanov* (1962), D.L. *Phillips* (1962) e S. *Twomey* (1963) merecem destaque, mas foi com o trabalho de *Andrei Nikolaevich Tikhonov* em 1963, o início de uma formulação geral para problemas mal-condicionados, chamada regularização ou método de regularização. *Tikhonov* foi um matemático proeminente e trabalhou no prestigioso Instituto de Matemática *Steklov* da Academia Russa, tendo trabalhos importantes em topologia, análise funcional, matemática computacional e física matemática. O método da regularização apóia-se na determinação da solução aproximada mais suave compatível com os dados da observação, para certo nível de ruído. A busca da solução mais suave (regular) é uma informação adicional, que transforma o problema mal posto num problema bem-posto, ver Fig. 3.5.

Figura 3.5: Esquema funcional da regularização na solução do problema inverso.

Quando o ruído na parte direita (b) é dado por um ruído Gaussiano, a técnica comum para a minimização dos parâmetros vem dada pela soma dos erros quadráticos.

$$f_{mq} = \underset{f}{\text{mín}} \left\{ \|Af - b\|_2^2 \right\} \quad (3.13)$$

Esta ultima expressão f_{mq} nos dá o estimador dos mínimos quadrados, também conhecido como solução ingênua mencionada anteriormente, e que como sabemos não é muito bom estimador. Pois permite o ruído dominar a solução do problema inverso.

A próxima expansão da formulação dos mínimos quadrados dada em (3.10) é conhecida como a formulação geral da regularização de *Tickhonov*.

$$f_{mq} = \underset{f}{\min} \left\{ \|Af - b\|_2^2 + \lambda^q \|\Gamma f\|_q^q \right\} \quad (3.14)$$

Onde o segundo termo na soma na eq. (3.11) representa a informação *a priori* sobre o problema físico. Este termo extra impõe uma penalidade para fazer a norma da solução o maior possível, o qual reduz o efeito dos valores singulares menores. O operador Γ é a matriz de regularização que normalmente é a matriz identidade ou um operador de derivadas, λ é um parâmetro positivo controlando a quantidade de regularização.

Um exemplo de uma informação *a priori* poderia ser que a norma da solução seja menos que a norma da solução ingênua. Isto resulta na seguinte variação da formulação de *Tickhonov*.

$$f_{mq} = \underset{f}{\min} \left\{ \|Af - b\|_2^2 + \lambda^2 \|f\|_2^2 \right\} \quad (3.15)$$

Como foram mencionados anteriormente os fatores de filtro determinam o tipo de método de regularização. No caso da Regularização de *Tickhonov* vem dado por:

$$\mathfrak{F}_i = \frac{\sigma_i^2}{\sigma_i^2 + \lambda^2} \quad (3.16)$$

Podemos observar que para quando $\lambda = 0$ o filtro se faz um, $\mathfrak{F}_i = 1$, e obtemos a regularização dada pela eq. (3.9) o qual nos dá a solução ingênua expressa em (3.7). Se λ tem um valor grande a norma da solução poderia dominar a regularização (3.12) o qual poderia nos dar solução zero, pois si $\lambda \rightarrow \infty$ os fatores de filtro $\mathfrak{F}_i \rightarrow 0$, o resulta em $f_{mq} \rightarrow 0$. Como escolher o as informações *a priori* e assim definir os parâmetro de regularização é de grande

interesse no campo dos problemas inverso. O problema em na eq. (3.12) pode ser rescrito como (ver anexo A7):

$$f_{\lambda} = \min_f \left\{ \left\| \begin{pmatrix} A \\ \lambda I \end{pmatrix} f - \begin{pmatrix} b \\ 0 \end{pmatrix} \right\|_2^2 \right\} \quad (3.17)$$

A solução do sistema linear dado pela eq. (3.5) vem determinando por:

$$f_{red}^{Tikhonov} = \sum_{i=1}^n \mathfrak{I}_i \left(\frac{\sigma_i u_i^T b}{\sigma_i^2 + \lambda_i^2} v_i \right) \quad (3.18)$$

O qual da às soluções quando o problema é de grande ou pequena escala (nosso caso usamos matrizes de imagens de resolução 256x256) nós temos que usar métodos iterativos para obter a solução. Um dos métodos iterativos que soluciona a regularização de *Tickhonov* é conhecido como Método dos Mínimos Quadrados Gradiente Conjugado (C-GLS) (da frase em inglês *Conjugated Gradient Least Square*). Este método encontra as soluções f_{λ} dados A , λ e b . Podemos notar que λ é zero o método converge para a solução ingênua, $f_{\lambda=0} = f_{simples}$. Isto é significa que incluso no caso da solução ingênua vamos ter uma convergência para a solução mais ótima, pois ela é obtida para uma dada iteração k . Para ver mais sobre a demonstração da solução do problema inverso usando o método de Regularização de Tikhonov ver anexo A7.

3.8 Filtro Inverso, Pseudo-inverso e de Wiener.

A aplicação do Filtro de Wiener na solução do problema inverso está relacionado com um sistema físico onde temos um objeto fonte de campo, que vai ser uma amostra magnetizada, posteriormente e por meio de um sistema multicanal de sensores magnéticos realizam-se as medições do mapa do campo magnético bidimensional, a uma dada distância sensores-fontes.

Nosso objetivo central é justamente encontrar a imagem do objeto fonte desde a imagem degradada, (ver Fig.3.6). Portanto resolver o problema inverso. A tarefa é encontrar uma função de transferência ou resposta impulsiva inversa $h^{-1}[n, m]$ denominado filtro inverso que possa ser aplicado num sistema invariante espacial-temporalmente que agindo sobre a imagem resultante do processo de degradação por *blurring* $g[n, m]$ nos permita recuperar a imagem do objeto ou original $f[n, m]$

$$h^{-1}[n, m] \otimes g[n, m] = f[n, m] \quad (3.19)$$

Figura 3.6: Esquema que mostra o processo de inverso para obter a imagem do objeto fonte.

Colocando a eq. (3.19) em eq. (3.3) obtemos,

$$h^{-1}[n, m] \otimes h[n, m] \otimes f[n, m] = f[n, m] \quad (3.20)$$

Para que dita equação seja satisfeita tem se que cumprir,

$$h^{-1}[n, m] \otimes h[n, m] = \delta[n, m] \quad (3.21)$$

Esta última relação nos permite determinar a resposta inversa do sistema, ao qual chamaremos de filtro inverso $h^{-1}[n, m]$. Utilizando o teorema da convolução para passar a eq. (3.15) para o domínio das frequências espaciais chegamos à:

$$H^{-1}(K_x, K_y) H(K_x, K_y) = 1 \quad (3.22)$$

O que implica que:

$$H^{-1}(K_x, K_y) = \frac{1}{H(K_x, K_y)} \quad (3.23)$$

Como observamos, o filtro inverso é o recíproco da resposta em frequência do sistema original. Na prática este filtro possui instabilidade (pode apresentar singularidades, coordenadas espaciais para as quais $H(K_x, K_y)$ se faz zero). Isto faz com que não seja muito prático usar a filtragem inversa direta para reconstruir a imagem.

Por outro lado o filtro inverso é muito sensível ao ruído aditivo presente, tanto na eletrônica do sistema, no ambiente, e outros, tornando necessária a pesquisa de diferentes métodos ou alternativas que permitam contornar as dificuldades inerentes à solução do problema inverso.

Uma forma de evitar ou minimizar o problema da sensibilidade ao ruído, é limitar a resposta em frequência do filtro resultante, sempre que se pode garantir que a resposta do sistema a ser invertido adquira ou tenha valores abaixo de certo limiar- γ , e tem a seguinte expressão:

$$H_{\gamma}^{-1}(K_x, K_y) = \begin{cases} \frac{1}{H(K_x, K_y)}; & H(K_x, K_y) > \gamma \\ \frac{1}{\gamma H(K_x, K_y)}; & H(K_x, K_y) \leq \gamma \end{cases} \quad (3.24)$$

Onde fator γ controla o nível de ruído aditivo. Este filtro é chamado de filtro pseudo-inverso.

Através de uma análise estatística ao resolver a reconstrução de um campo randômico $f[n, m]$ a partir de outro campo $g[n, m]$ pode ser descrito como sendo o problema da determinação de uma estimativa $\hat{f}[n, m]$, de forma que o erro quadrático médio entre os sinais original e processado seja mínimo. Essa análise nos permite obter uma expressão para o filtro de Wiener:

$$W[K_x, K_y] = \frac{|H[K_x, K_y]|^2 P_f[K_x, K_y]}{|H[K_x, K_y]|^2 P_f[K_x, K_y] + P_\eta[K_x, K_y]} \cdot \frac{1}{H[K_x, K_y]} \quad (3.25)$$

Este filtro é completamente determinado pelo espectro de potências do objeto e do ruído e pela resposta em frequência do sistema.

O funcionamento do filtro de Wiener pode ser mais bem entendido separando-se conceitualmente a expressão anterior em dois sistemas em cascata:

$$W[K_x, K_y] = H_{red}[K_x, K_y] H_{inv}[K_x, K_y] \quad (3.26)$$

Onde

$$H_{inv}[K_x, K_y] = \frac{1}{H[K_x, K_y]} \quad (3.27)$$

$$H_{red}[K_x, K_y] = \frac{|H[K_x, K_y]|^2 P_f[K_x, K_y]}{|H[K_x, K_y]|^2 P_f[K_x, K_y] + P_\eta[K_x, K_y]} \quad (3.28)$$

A eq. (3.23) representa a inversa da função característica do sistema, seja filtro anti-*blurring* e como já vimos pode apresentar instabilidades, pelo que pode ser usado o filtro pseudo-inverso eq. (3.24). O último termo expresso na eq. (3.28) é denominado como filtro redutor de ruído, e apresenta fase nula, pois $P_f[K_x, K_y]$ e $P_\eta[K_x, K_y]$ são reais e não negativos, ou seja, reduz o ruído aditivo e não afeita à fase da imagem processada. Este fato fica confirmado escrevendo-se a eq. (3.28) da seguinte forma,

$$H_{red}[K_x, K_y] = \frac{|H[K_x, K_y]|^2}{|H[K_x, K_y]|^2 + 10^{\frac{-S[K_x, K_y]}{10}}} \quad (3.29)$$

Onde o termo

$$S[K_x, K_y] = 10 \cdot \log_{10} \frac{P_f[K_x, K_y]}{P_\eta[K_x, K_y]} \quad (3.30)$$

Constitui uma definição alternativa para a relação sinal-ruído. Observa-se então que todas as regiões do espectro tais que $S[K_x, K_y] \ll 1$ (incidência elevada de ruído) serão fortemente atenuadas.

Com o intuito de ter um melhor julgamento da proximidade da imagem processada com a imagem original, adotou-se no presente trabalho uma expressão mais geral para o filtro de Wiener:

$$W_{wiener}[K_x, K_y] = \left\{ \frac{|H[K_x, K_y]|^2}{|H[K_x, K_y]|^2 + \alpha 10^{\frac{-S[K_x, K_y]}{10}}} \right\}^\beta \cdot H_\gamma^{-1}[K_x, K_y] \quad (3.31)$$

Onde α e β são constantes reais ($\alpha, \beta > 1$) e $H_\gamma^{-1}[K_x, K_y]$ é o filtro pseudo-inverso. Pode-se apreciar que o parâmetro α , aplicado ao termo redutor de ruído do filtro de Wiener, permite controlar ao grau de ruído aditivo presente na imagem, à medida que este parâmetro aumenta, a redução de ruído é realizada de modo mais efetivo, este tipo de técnica da origem ao chamado filtro de Wiener paramétrico [Lim, 1990]; O expoente β nos deixa selecionar o decaimento da banda de transição, à medida que beta aumenta a banda de transição torna se mais abrupta; O uso do filtro pseudo-inverso permite o controle da influência dos pólos do filtro sobre o processo de deconvolução, por meio de manipular o parâmetro γ . Esta última expressão é denominada como filtro de Wiener paramétrico generalizado. Um estudo desenvolvido por Moreira et al, 2001[teses] considerando-se a implementação e aplicação prática deste filtro, se

concluiu que os valores mais ótimos para os parâmetros dos filtros são: $\alpha = 10^5$; $\beta = 1$ e $\gamma = 10^{-6}$. É importante notar na expressão do filtro de Wiener que a mesma foi deduzida na suposição que ambas $f[n, m]$ e $\eta[n, m]$, sejam amostras de processos com média nula. Caso não se cumpra isso, ou seja, se elas possuírem médias não-nulas, m_f e m_η respectivamente, então estes valores deverão ser previamente subtraídos da imagem degradada. O sinal resultante, $g[n, m] - (m_f + m_\eta)$, é a seguir processado pelo filtro de Wiener. A média do sinal m_f é então adicionada ao sinal filtrado. É conveniente destacar que a dedução do filtro de Wiener está baseada na hipótese que as densidades espectrais de potências $P_f[K_x, K_y]$ e $P_\eta[K_x, K_y]$ sejam conhecidas ou que possam ser convenientemente estimadas. Moreira et al [teses 1995] propuseram modelos que permitem a estimativa destas funções a partir das imagens degradadas obtidas no processo de aquisição dos sinais e da resposta espectral dos sensores.

3.9 Estimativas das densidades espectrais do ruído e da imagem.

O espectro de potências $P_\eta[K_x, K_y]$ do ruído ambiental estimou-se da seguinte forma: foram calculadas inicialmente as matrizes de autocorrelação não polarizadas de um conjunto de imagens $u_i[n, m]$, de dimensão $M \times M$ geradas pelo processo de amostragem da ausência de qualquer fonte magnética. As medidas foram feitas nas condições experimentais descritas no capítulo 7; segundo Moreira et al., 2001 esta estimativa matematicamente vem dado por,

$$R_u^i[k, l] = \left(\frac{1}{M - |k|} \right) \left(\frac{1}{M - |l|} \right) \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{M-1} u_i[n, m] u_i[n + |k|, m + |l|] \quad 0 \leq k, l \leq M - 1 \quad (3.32)$$

Sendo $i=1 \dots N$ o número de imagens utilizadas. À estimativa geral atribui-se, então, a média aritmética das transformadas de *Fourier* das autocorrelações resultantes.

$$\hat{P}_\eta[K_x, K_y] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \hat{P}_u^i[K_x, K_y] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} \sum_{k, l=-M+1}^{M-1} \hat{R}_u^i[k, l] w[k, l] e^{\frac{-j2\pi}{(2M-1)}(K_x k + K_y l)} \quad (3.33)$$

Onde $w(k, l)$ é uma função janela bidimensional separável.

Por outro lado para a estimativa da densidade espectral da imagem não degradada $P_f[K_x, K_y]$ assume-se que o espectro da função do sistema $H[K_x, K_y]$ e da imagem degradada por efeito de *blurring* $G[K_x, K_y]$, seja conhecido. Aplicando então, a transformada de Fourier aos membros da eq. (3.3), e considerando-se o módulo da expressão resultante, obtém-se,

$$|G[K_x, K_y]| = |F[K_x, K_y]| |H[K_x, K_y]| \quad (3.34)$$

Realizando alguns cálculos considerando um operador linear S hipotético podemos escrever,

$$|F[K_x, K_y]| \cong \frac{S \{ |G[K_x, K_y]| \}}{|H[K_x, K_y]|} \quad (3.35)$$

Desta última expressão conclui-se que a função $|F[K_x, K_y]|$ apresentará instabilidades, caso a resposta do sistema $|F[K_x, K_y]|$ também o faça. No entanto este problema pode ser contornado pelo emprego do filtro pseudo-inverso, convertendo-se a fórmula anterior em:

$$|F[K_x, K_y]| \cong \frac{S\{G[K_x, K_y]\}}{H_\gamma[K_x, K_y]} = S\{G[K_x, K_y]\}H_\gamma^{-1}[K_x, K_y] \quad (3.36)$$

Esta equação representa a essência para a estimativa de $P_f[K_x, K_y]$, claramente se observa que os termos obtêm-se a partir da imagem degradada por blurring $g[n, m]$ e o filtro pseudo-inverso, o qual pode ser obtido através da função de espalhamento pontual do sistema $h[n, m]$. Finalmente podemos concluir que a estimativa para a densidade espectral de uma dada imagem não-degradada é:

$$P_f^i[K_x, K_y] \approx (F_i[K_x, K_y])_s^2 \quad (3.37)$$

Onde se entende o subscrito (s) como função suave. Os espectros $F_i[K_x, K_y]$ são obtidos a partir da eq. (3.36). Logo a estimativa para a densidade espectral da imagem não-degradada é calculada pela média aritmética das densidades espectrais obtidas a partir de imagens magnéticas típicas,

$$\hat{P}_f[K_x, K_y] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N \hat{P}_f^i[K_x, K_y] \approx \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (S\{G_i[K_x, K_y]\}H_\gamma^{-1}[K_x, K_y])^2 \quad (3.38)$$

Da eq. (3.36) podemos obter também uma estimativa da imagem não-degradada, ou seja:

$$f(n, m) = \mathfrak{T}^{-1}\{S\{G[K_x, K_y]\}H_\gamma^{-1}[K_x, K_y]\} \quad (3.39)$$

3.10 Desconvolução via Filtro de *Wiener* Paramétrica Generalizada

Com o objetivo de entender a fundo o procedimento de desconvolução usando a filtragem de *Wiener* no processo de restauração de imagens degradadas, seria útil lembrar à equação fundamental dada pela formula (3.3), da qual se deriva a eq. (3.4), ou seja, $h^{-1}[n,m] \otimes g[n,m] = f_{dec}[n,m]$; Nela a função $f_{dec}[n,m]$ representa a imagem final que queremos reconstruir por meio da filtragem. O processo necessita informação *a priori* ao igual que as técnicas de regularização vistas anteriormente. Em princípio imagem objeto $f_{dec}[n,m]$ é obtida partindo de uma imagem degradada $g[n,m]$ e da função $h^{-1}[n,m]$, e da qual já sabemos que é o inverso da função de transferência do sistema, e que representa um filtro inverso. Segundo Moreira [mestrado] para evitar singularidades, chegou-se a conclusão que seria melhor usar o filtro pseudo-inverso para contornar as singularidades.

O filtro de Wiener usa-se precisamente porque ele é obtido no processo de restauração de uma função partindo de outra função, sendo o mesmo processo que nós almejamos fazer. Outras razões podem-se obter da interpretação física da expressão do filtro de Wiener paramétrico generalizado do qual se conclui que o mesmo reduz o ruído aditivo do sistema, e aumenta sua estabilidade por meio do filtro pseudo-inverso. Em resumo nossa imagem restaurada via filtro de Wiener pode ser escrito como:

$$f_{dec}[n,m] = W_{wiener}[n,m] \otimes g[n,m] \quad (3.40)$$

Novamente usando-se o teorema da convolução podemos representar a eq. (3.40) no espaço das frequências espaciais, ou seja:

$$f_{dec}(K_x, K_y) = W_{wiener}(K_x, K_y) g(K_x, K_y) \quad (3.41)$$

Em sua forma mais geral seria:

$$f_{dec}(K_x, K_y) = [W_{wiener}(K_x, K_y) \Rightarrow \{g[K_x, K_y] - (m_f + m_\eta)\}] + m_f \quad (3.42)$$

O primeiro termo na última fórmula é precisamente o filtro de Wiener.

Na equação (3.42) aparece também o sinal resultante da diferença entre imagem degradada $g(K_x, K_y)$ menos a soma das médias das imagens não-degradada e do ruído, isso no caso geral. Dessa expressão podemos ver claramente que depois de filtrar o sinal resultante, em geral, se estamos frente a processos com média diferente de zero, se tem que adicionar ao sinal filtrado o valor da media do sinal imagem não-degradada.

Em nosso caso a imagem degradada seria a imagem dos sinais da voltagem adquiridos, pelo sistema de medição e da qual vou partir para obter a imagem original $f_{dec}[n, m]$ a qual poderia ser igual à imagem da distribuição da concentração-susceptibilidade ou da magnetização da ferrita. Pensando dessa maneira agora podemos escrever a equação (3.36) em termos das variáveis ou grandezas físicas que interessam ao nosso trabalho, ou seja:

$$C_{Z_{dec}}(K_x, K_y) = [W_{wiener}(K_x, K_y) \Rightarrow \{v_{saida}^{total}(K_x, K_y) - (m_f + m_\eta)\}] + m_f \quad (3.43)$$

Onde $v_{saida}^{total}(K_x, K_y)$ é a resposta dos sensores a que veremos mais adiante. Finalmente a imagem restaurada ou deconvolvida é $C_{Z_{dec}}(K_x, K_y)$, que representa a distribuição bidimensional da concentração de material ferromagnético.

Tendo presente o analisado e para um melhor entendimento do processo de restauração de uma imagem, via filtragem de Wiener, vamos apresentar o diagrama ou algoritmo lógico por meio de passos e por blocos ou tarefas a serem cumpridas como ilustra na Fig. 3.7.

Passos a seguir para obter uma imagem usando a filtragem de Wiener

- ▶ **Passo I.** Obter a psf, a partir dos valores da transformada de *Fourier* da *step function*, e da matriz de Green do sistema, que se obtém colocando um phantom pontual de concentração C_0 .
- ▶ **Passo II.** Obter a imagem magnética degradada, a partir dos valores do campo magnético medido pelo sistema de imagens magnéticas para um dado fantom.
- ▶ **Passo III.** Determinar a imagem do ruído, e a imagem não-degradada. Após isto calcular suas médias (m_f e m_η).
- ▶ **Passo IV.** Computar a diferença da imagem degradada menos a soma das duas médias (no caso estas sejam não-nula) e obtém-se um sinal resultante. Se as médias são nulas então se trabalha diretamente com a função degradada, que neste caso passa a ser o sinal resultante.
- ▶ **Passo V.** Cálculo das densidades espectrais de potência das imagens não-degradada e do ruído $P_f[K_x, K_y]$ e $P_\eta[K_x, K_y]$, respectivamente.
- ▶ **Passo VI.** Calcular a estimativa da relação sinal-ruído $S[K_x, K_y]$.
- ▶ **Passo VII.** Calcular o filtro pseudo-inverso $H_\gamma^{-1}[K_x, K_y]$, e o filtro redutor $H_{red}[K_x, K_y]$.
- ▶ **Passo VIII.** Calcular o filtro de Wiener Paramétrico Generalizado $W_{wiener}[K_x, K_y]$.
- ▶ **Passo IX.** Aplicar o filtro de Wiener sobre sinal resultante. Em caso geral temos $Sinalf_{iltrada} = W_{wiener}[K_x, K_y] \Rightarrow \{g[K_x, K_y] - (m_f + m_\eta)\}$
- ▶ **Passo X.** Obter a imagem restaurada somando a média da imagem não-degradada (m_f) ao sinal filtrado (em geral). Fazer a Transformada Inversa de *Fourier* desta soma para obter o sinal restaurado no espaço real.

Figura 3.7 Apresenta-se o diagrama lógico para a obtenção de uma imagem restaurada, pela aplicação do Filtro de Wiener. Primeiro obtém-se a psf e a imagem degradada produzida pelo objeto. Depois se calcula a imagem ruído e a não-degradada. A seguir determinam-se as médias destas duas últimas m_f e m_η , no caso estas sejam não-nulas então se computa a diferença da imagem degradada menos à soma destas duas medias e obtém-se um sinal resultante. Logo se computa o filtro de wiener, e aplica-se no sinal resultante. Ao sinal filtrado se adiciona a media da imagem não-degradada para obter a imagem restaurada $\hat{f}_{res}[n, m]$.

3.11 Desconvolução Usando Filtragem Espacial de Fourier (D-FFT)

Apresentamos um procedimento de filtragem espacial para a análise da solução do problema inverso bidimensional na reconstrução das imagens das fontes magnéticas. Tais como magnetização, susceptibilidade, e concentração das partículas presentes nos materiais ferromagnéticos.

A solução do problema inverso fica simplificada ao considerarmos as fontes magnéticas em duas dimensões (2D). Que é justamente o que nós assumimos neste trabalho. Nestas condições uma amostra extensa de material magnético, centrada nas coordenadas (x', y') , produz um campo magnético perpendicular ao plano da amostra $B_z(x, y)$ e medido no ponto do espaço (x, y) , segundo a lei de *Biot-Savart* vem dado por,

$$B_z(x, y) = \frac{\mu_o}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \left\{ \frac{2(z - z')^2 - [(x - x')^2 + (y - y')^2]}{[(x - x')^2 + (y - y')^2 + (z - z')^2]^{5/2}} \right\} M_z(r') dx' dy' \quad (3.44)$$

Nessa expressão observa-se claro o problema biomagnético direto, que poderia resumir-se como a geração ou detecção dos campos magnéticos, representado por $dB(r)$ produzido por uma amostra previamente magnetizada $M_z(x', y')$; nosso objetivo é resolver o problema biomagnético inverso (**Pbi**), ou seja, reconstruir a imagem da distribuição espacial das fontes magnéticas que produz o campo magnético medido fora da amostra. Em geral o problema inverso é mal condicionado no sentido de *Hadamard* mencionado com anterioridade.

Na prática as integrais não vão precisar estender-se fora das fronteiras do objeto fonte, região na qual $dm_z(x', y') = M_z(x', y') = C_z(x', y') \cong 0$. Para encontrar uma solução à equação anterior, vamos definir a função de Green do sistema, que segundo Roth, Sepúlveda, and Wikswo 1989 esta defina por:

$$G(x-x', y-y', z-z') = \frac{\mu_o}{4\pi} \left\{ \frac{2(z-z')^2 - [(n-n')^2 + (m-m')^2]}{[(n-n')^2 + (m-m')^2 + (z-z')^2]^{5/2}} \right\} \quad (3.45)$$

Consequentemente a eq. (3.38) converte-se em:

$$B_z(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} M_z(x', y') \otimes G_z(x-x', y-y') dx' dy' \quad (3.46)$$

Desde o ponto de vista matemático a lei Física expressa em (3.46) é a convolução matemática entre a função de green com a função que representa o objeto que é a imagem a ser obtida e entrada no sistema de imagens. Esta operação resulta na função campo magnético, que é a imagem sobre a saída do sistema de imagem experimental, ou seja,

Desde a eq. (3.46) também pode ser descrito as parte da função característica do sistema de imagens usado nesta tese. Composto pela a função de espalhamento pontual (**PSF**) da frase em inglês (*Point Spread Function*) e que neste caso esta representado pela função de Green's.

Para entender melhor tudo isto, vamos usar teorema da convolução e aplicar as transformadas de Fourier a eq. (3.40) e chegamos a,

$$\mathfrak{Z}(dB_z(x, y)) = \mathfrak{Z}(dm_z(x', y')) \mathfrak{Z}(G_z(|r-r'|)) \quad (3.47)$$

Onde $\mathfrak{Z}$ significa transformada de *Fourier*. A transformada de *Fourier* da PSF é conhecida como função de transferência óptica (OTF) da frase em inglês (*Optical Transfer Function*)

$$\mathfrak{Z}(G_z(|r-r'|)) = OTF \quad (3.48)$$

A **OTF** é geralmente complexa e pelo tanto tem um modulo (valor absoluto) e argumento. O modulo da função de **OTF** é chamado de função de transferência de modulação (**MTF**) da frase em inglês (*Modulation of Transfer Function*) ou função de transferência de contraste.

$$|OTF| = MTF \quad (3.49)$$

Por outro lado, o argumento é conhecido como função de transferência da fase. Uma consideração muito importante é o fato de considerar o sistema de imagens linear, de modo que

ambas as entradas e saídas podem ser dados por series harmônicas com diferentes frequências espaciais.

A equação (3.47) pode ser rescrita como:

$$b_z(K_x, K_y, z) = g_z(K_x, K_y, z - z') m_z(K_x, K_y) \quad (3.50)$$

Cumpriram-se as seguintes relações entre o espaço real e o domínio das frequências espaciais,

$$b_z(K_x, K_y, z) = \mathfrak{F}\{B_z(x, y, z)\} \quad (3.51)$$

$$m_z(K_x, K_y) = \mathfrak{F}\{M_z(x', y')\} \quad (3.52)$$

$$g_z(K_x, K_y, z - z') = \mathfrak{F}\{G_z(x - x', y - y', z - z')\} \quad (3.53)$$

Na eq. (3.51) temos a transformada bidimensional de *Fourier* espacial do campo magnético medido, o qual pode ser computado diretamente desde os dados medidos pelo sistema multicanal de sensores magneto-resistivos anisotrópicos. Na eq. (3.52) mostramos a transformada bidimensional de *Fourier* espacial da magnetização $M_z(x', y')$, e na última expressão temos a transformada bidimensional de *Fourier* espacial da função de Green $G_z(x - x', y - y', z - z')$, dada por [Tan et al, 1996] e que tem a forma a seguir,

$$g_z(K_x, K_y, z - z') = \frac{\mu_o}{4\pi} \{2\pi K e^{-K(z-z')}\} \quad (3.54),$$

sendo $K = \sqrt{K_x^2 + K_y^2}$ a frequência espacial total.

Finalmente a solução do problema inverso se reduz a uma simples divisão no domínio da frequência espacial,

$$m_z(K_x, K_y) = \left[\frac{b_z(K_x, K_y, z)}{g_z(K_x, K_y, z - z')} \right] \quad (3.55)$$

Uma vez mais temos a função de Green no denominador fato este que faz com que nossa solução seja dominada por instabilidades devido às possíveis singularidades que podem aparecer nas altas frequências espaciais. Para evitar isto, segundo [TAN et al, 1996]; podem se

empregar a técnica de Janelas $w(K_x, K_y)$ que é um filtro passa baixa o qual atenua a informação nas regiões do domínio das frequências espacial onde $g_z(K_x, K_y, z - z')$ apresenta um valor pequeno, portanto (3.49) se converte em:

$$m_z(K_x, K_y) = \left[\frac{b_z(K_x, K_y, z) w(K_x, K_y, z)}{g_z(K_x, K_y, z)} \right] \quad (3.56)$$

Como passo final para obter a imagem única da distribuição da concentração do material magnético, o que é a informação desejada, dentro da banda limitada das frequências espaciais das medições e da Janela, se vai utilizar a transformada inversa de Fourier,

$$M_z(x', y') = \mathfrak{F}^{-1} \{ m_z(K_x, K_y) \} \quad (3.57)$$

o qual pode ser usado para determinar a imagem da susceptibilidade magnética,

$$\chi(x', y') = \frac{M_z(x', y')}{B^{exc}(x', y')} \quad (3.58)$$

onde $B^{exc}(x', y')$ é o campo magnético de excitação ou magnetização dos phantoms e produzido pelo sistema magnético de par de *Helmholtz*. Vale a pena colocar que o número de zeros da função de Green pode ser minimizado diminuindo a distância sensor-fonte.

3.12. Método do Gradiente Conjugado

O Gradiente Conjugado (GC) é um método iterativo e efetivo para resolver sistemas lineares esparsos formados por matrizes simétricas positivas semidefinidas. O método consiste em gerar seguidas aproximações para a solução com direções ótimas de busca para atualização da iteração e do resíduo.

Embora o tamanho desta sequência possa se tornar grande, apenas um pequeno numero de vetores são necessariamente mantidos na memória. Em cada iteração do método, dois produtos internos são realizados para que se calculem dois escalares definidos de maneira que a

seqüência possa obedecer certas condições de ortogonalidade. Em sistemas positivos definidos estas condições implicam que a distancia para a verdadeira solução esta sendo minimizada na norma

Nesta parte vamos fazer um breve esboço do método iterativo de gradiente conjugado, também usado no trabalho.

Direções Conjugadas

Teses: Dada uma matriz simétrica Q definida positiva, dois vetores d_0 e d_1 são ditos Q -ortogonais ou conjugados em relação à Q se satisfaz,

$$d_0^T Q d_1 = 0 \quad (3.59)$$

Se $Q = 0$, quaisquer dois vetores são Q -ortogonais. Quando $Q = I$, a Q -ortogonalidade é equivalente à notação usual de ortogonalidade.

Temos também que um conjunto finito de vetores $\{d_0, d_1, d_2, \dots, d_n\}$ é dito Q -ortogonal se

$$d_i^T Q d_j = 0 \quad \text{Para todo } i \neq j \quad (3.60)$$

Proposição: Se Q é definida positiva e $\{d_0, d_1, d_2, \dots, d_n\}$ um conjunto de vetores não nulos Q -ortogonais, então estes vetores são linearmente independentes $\langle LI \rangle$.

Teorema das Direções Conjugadas: Seja $\{d_0, d_1, d_2, \dots, d_n\}$ um conjunto de vetores Q -ortogonais não nulos. Para qualquer $X_0 \in \mathbb{R}^n$ a seqüência $\{X_k\}$ gerada por

$$X_{k+1} = X_k + \alpha_k d_k \quad \text{para } \forall k \geq 0 \quad (3.54)$$

$$\alpha_k = -\frac{g_k^T d_k}{d_k^T Q d_k}$$

com

$$e \quad (3.61)$$

$$g_k = QX_k - b$$

converge para uma única solução X^* de $QX = b$, após n passos, tal que $X_n = X^*$.

O Método Gradiente Conjugado requer um armazenamento menor de informações, vantagem significativa quando o número de variáveis é muito grande, minimizando uma função quadrática n -dimensional, com no máximo n iterações. algoritmo é interessante, tanto do ponto de vista computacional, como do desenvolvimento teórico. A teoria requer a construção de direções conjugadas, a partir de direções lineares independentes e Q -ortogonais resultando no seguinte algoritmo:

$$\begin{aligned} X_o &\in \Re^n \\ d_0 &= -g_0 = -(QX_0 + b) \\ \alpha_k &= -\frac{g_k^T d_k}{d_k^T Q d_k} \\ X_{k+1} &= X_k + \alpha_k d_k \\ d_{k+1} &= -g_{k+1} + \beta_k d_k \rightarrow \beta_k = -\frac{g_{k+1}^T d_k}{d_k^T Q d_k} \\ g_k &= (QX_k + b) \end{aligned} \quad (3.62)$$

O passo inicial, neste algoritmo, é idêntico ao Método Gradiente. A cada iteração, segue-se que as direções de descida são combinações lineares entre o gradiente em (X_k) (atual) e a direção de descida anterior (d_{k+1}) .

De fácil fazer a atualização das direções de descida, sua implementação é mais complicada do que a do Método Gradiente, mas a convergência é obtida em um número finito

de passos. A convergência esta baseada na convergência do Método Gradiente via reinicialização, e como a função decresce estritamente, de fato, o algoritmo converge.

Teorema do Gradiente Conjugado: O algoritmo Gradiente Conjugado é um método de direções conjugadas. Se ele não termina em (X_k) , então.

$$\begin{aligned}
 a) [g_0, \dots, g_k] &= [g_0, Qg_0, \dots, Qg_0] \\
 b) [d_0, \dots, d_k] &= [d_0, Qd_0, \dots, Qd_0] \\
 c) d_k^T Qd_i &= 0 \forall i \leq k-1 \\
 d) \alpha_k &= -\frac{g_k^T d_k}{d_k^T Qd_k} \\
 e) \beta_k &= -\frac{g_{k+1}^T d_k}{d_k^T Qd_k}
 \end{aligned} \tag{3.63}$$

Onde $\{d_0, d_1, d_2, \dots, d_n\}$ é usado para denotar o subespaço gerado pelos vetores $(d_0, \dots, d_k)$.

As partes (a) e (b) deste teorema são declarações formais sobre as relações entre os gradientes e as direções de descida. A parte (c) é a equação que verifica que o método é de direções conjugadas. As partes (d) e (e) são identidades entre formulações alternativas para α_k e β_k , freqüentemente mais convenientes do que as originais.

3.13 Referências Bibliográficas.

1. **Hansen, P.C.** RANK-DEFICIENT AND DISCRETE ILL-POSED PROBLEMS. SIAM Press, (1998).
2. **Golub H.C et al.** MATRIX COMPUTATIONS. 2nd ed., Johns Hopkins Press, 1989.
3. **R.J. Hanson**, “A NUMERICAL METHOD FOR SOLVING FREDHOLM INTEGRAL EQUATIONS OF THE FIRST KIND USING SINGULAR VALUES,” SIAM J. Numerical Analysis, vol. 8, 1971, pp. 616–622.
4. **Varah, J.M.** ON THE NUMERICAL SOLUTION OF ILL-CONDITIONED LINEAR SYSTEMS WITH APPLICATIONS TO ILL-POSED PROBLEMS,” SIAM J. Numerical Analysis, vol. 10, 1973, pp. 257–267.
5. **Horn, R.A and Johnson.** TOPICS IN MATRIX ANALYSIS. Cambridge Univ. Press, 1991.
6. **P. C. Hansen**, Regularization Tools: A Matlab package for analysis and solution of discrete ill-posed problems, Numerical Algorithms 6 (1994), pp. 1-35.
7. **Cornelius Lanczos.** An iteration Method for the solution of Eigen value problem of linear differential and integral operators. Journal of research of the national Bureau of standards. Vol. 45 No. 4, October 1950
8. **Nagy, J. G, Plemmons, R. J and Torgersen T.C.** Iterative Image Restoration Using Approximate Inverse Preconditioning. IEEE Transactions on image processing vol. 5 no.7 July 1996.
9. **P. C. Hansen.** Rank-Deficient and Discrete Ill-Posed Problems. SIAM, 1998.
10. **J. G. Nagy.** Restoration tools – an object oriented Matlab package for image restoration. <http://www.mathcs.emory.edu/~nagy/RestoreTools/index.html>.
11. **A.D. Hillery and R.T. Chin.** Iterative Wiener filters for image restoration. IEEE Trans. Signal Processing, vol.39, pp.1892-1899, Aug. 1991.
12. **P.C. Hansen**, Regularization tools: A Matlab package for analysis and solution of discrete ill-posed problems. *Numer. Algorithms* 6 1–2 (1994), pp. 1–35.

Capítulo 4 MEDIÇÃO DE CAMPOS MAGNÉTICOS

4.1 Introdução

A MAGNETOMETRIA É A CIÊNCIA das medições exatas da intensidade e direção do campo magnético. Os chineses têm sido apontados como os primeiros na história do conhecimento, em aproveitar o magnetismo. Eles utilizavam o campo magnético terrestre com o propósito da orientação durante a navegação. Há mais de 4.500 anos atrás eles usaram pedaços de magnetita como uma bússola para detectar a direção do campo magnético terrestre, acredita-se que os chineses a utilizarem nas viagens à Europa por volta do século treze. Ao redor de 350 anos depois, *Sir William Gilbert*, em “*De Magnete*” foi o primeiro em descrever a terra como um ímã gigante; *Gauss* e *Waxwell* desenvolveram as ferramentas matemáticas para sua representação analítica¹.

Figura 4.1: Em (a) um sensor convencional, em (B) um sensor magnético.

Os sensores magnéticos diferem de outros detectores em que estes não medem diretamente a propriedade física de interesse. Aparelhos que monitoram propriedades tais como a temperatura, pressão, tensão ou fluxo produz uma saída que reporta

diretamente o parâmetro desejado (ver Fig. 4.1). Por outra parte, os sensores magnéticos detectam mudanças no campo magnético, e através destas mudanças obtêm-se informações sobre a propriedade Física que esta sendo medida, tais como direção, presença, rotação, ângulo ou correntes elétricas. A saída destes sinais requer algum tipo de processamento do sinal para a conversão para o parâmetro desejado. Apesar dos detectores magnéticos apresentem certa dificuldade para seu uso, eles têm provado exatidão nas medições, e sem contato físico.

Figura 4.2: Classificação dos diferentes tipos de magnetômetros.

As bases físicas da tecnologia de medições magnéticas constituem hoje em dia uma das áreas de maior interesse na área da pesquisas aplicadas. Existem várias vias para medir campos magnéticos, muito dos quais são baseados na conexão entre o fenômeno magnético e o elétrico. Atualmente, os detectores magnéticos são de extraordinária importância e a cada dia ocupam um lugar de destaque nas áreas de pesquisa e desenvolvimento.

As aplicações deste tipo de tecnologia são muito abrangentes, ainda hoje se usa a bússola magnética para a navegação². Existe uma grande procura por sensores magnéticos cada vez mais eficientes na escrita/leitura de bits magnéticos em discos rígidos. Na indústria as medições de campo magnético são muitas vezes usadas para medir-controlar a posição linear e de rotação, por exemplo, os dentes de uma máquina de engrenagem em funcionamento, na detecção ou não da presença na passagem de algum objeto assim como a medição de correntes elétricas. Exemplos destes últimos os encontram na indústria aeronáutica, civil e petrolífera nas análises não-destrutivos feitos para detectar falhas e fissuras nas estruturas dos aviões, de pontes, edificações, e nas tubulações de oleodutos, respectivamente³.

Uma via para classificar os vários tipos de sensores magnéticos é pela faixa ou intervalo de campo magnético que conseguem detectar. Podemos arbitrariamente dividir-los em três categorias: baixo, médio e elevado campo magnético a ser medido. Dispositivos que detectem campos magnéticos $<1 \mu\text{G}$ (micro-Gauss) são considerados sensores de baixo campos, aqueles que tenham faixa entre $1 \mu\text{G}$ até 10 G são sensores de campo da terra, e detectores que mensuram campos $>10 \text{ G}$ são referidos como sensores de campo polarização de ímã. Na Fig. 4.2 mostramos uma tabela com a lista da tecnologia de sensores e suas faixas de medição⁴. A seguir faremos um resumo dos sensores magnéticos mais populares com o interesse de expor as idéias básicas a respeito de seus princípios físicos de funcionamento, tamanho, potência entre outros fatores.

4.2 Bobina de Indução

O método mais simples de medir o campo magnético usa uma bobina de núcleo de ar ou ferrita, e é conhecido como **bobina de indução**. O princípio de funcionamento de uma bobina de indução é a lei de indução de *Faraday* e apresenta-se ilustrado na Fig.4.3.

Figura 4.3 Ação de um campo magnético variável sobre uma espira indutora sensora. Como resultado uma voltagem é detectado nos extremos da espira, esse sinal é proporcional ao campo magnético aplicado e o qual queremos medir. A lei de indução de *Faraday* é o princípio de físico do funcionamento deste dispositivo sensor, chamado de bobina indutora sensora.

Segundo a lei de *Faraday* é bem conhecido que uma mudança no fluxo magnético Φ pode produzir uma força eletromotriz de acordo com:

$(fem), \varepsilon = -\frac{d\Phi}{dt} = -\frac{d(\mathbf{B}(t)A)}{dt}$. A variável $B(t)$ é o campo magnético que desejamos

medir e A é à área da espira ou bobina que o fluxo magnético atravessa, se esta for constante podemos modificar a expressão anterior em.

$$\varepsilon(fem) = -A \frac{d(\mathbf{B}(t))}{dt} \quad (4.1)$$

Com este tipo de sensor podem-se medir principalmente campos magnéticos variáveis, mas também são usadas para medir campos estáticos, neste caso as bobinas devem se mover no seio do campo magnético para induzir a voltagem de Faraday².

A voltagem ou corrente induzida na bobina detectora é proporcional ao campo magnético que queremos medir. A intensidade desta voltagem depende da intensidade do campo magnético, a frequências e características geométricas da bobina. O sentido da corrente nos indica a direção do campo magnético. Alguns dos problemas associados com este tipo de sensor é a dependência da frequência com o sinal detectado e a resolução espacial e a sensibilidade limitados. Sensores deste tipo apresentam uma faixa de frequência útil típica desde 1Hz até 1 MHz.

Usando bobinas indutoras com núcleo de ferrita pode-se aumentar sua sensibilidade. Alguns estudos reportam a construção de sensores deste tipo os quais têm medido campos gerados por cultivos de células nervosas, o qual estão da ordem de pT^{5,6}, donde pode-se dizer que estes sensores podem detectar campos baixos aproximadamente da ordem de 10^{-8} gauss e no limite superior não se tem limitações à respeito de sua faixa de sensibilidade³.

4.3 Sensores por Efeito *HALL*

Quando uma corrente está fluindo num material condutor, como mostra a Fig. 4.3 ao lado, e é influenciada pela ação de um campo magnético externo e transversal ao plano da corrente. Este campo magnético exerce uma força transversal sobre os portadores de carga que estão se movendo devido ao qual tendem a se deslocar para os extremos do condutor. Estas cargas que vão se agrupando apresentam uma força elétrica que poderia equilibrar o campo magnético que está influenciando o seu movimento e como consequência produz-se uma diferença de voltagem mensurável entre as duas partes extremas do condutor.

Figura 4.4 Funcionamento do sensor tipo *Hall*. Um material condutor baixo a ação de um campo magnético que queremos medir. Devido à interação campo-condutor, se produz uma força magnética transversal sobre os portadores de carga. Como resultado as cargas vão se deslocar para os extremos do condutor. Desse modo, é gerada uma diferença de potencial nos extremos do material chamado de voltagem de *Hall*.

A presença desta voltagem é conhecida como efeito *Hall* em homenagem a *E. H. Hall*, quem fez sua descoberta no ano 1879. Podemos notar que a direção da corrente *I* no diagrama anterior é o da corrente convencional, pelo que o movimento dos elétrons

está na direção oposta. Usando a regra da mão direita poderemos estabelecer a direção das forças. Este é um fenômeno de condução o qual é diferente para diferentes portadores de carga. Em muitas aplicações elétricas, a corrente convencional é usada particularmente porque esta não faz diferenças, quando se considera que tanto a carga positiva quanto negativa, se estejam movendo.

Mas a voltagem de *Hall* tem diferentes polaridades para portadores de cargas positivas ou negativas, e isto tem sido utilizado para estudar os detalhes da condução em semicondutores e outros materiais que tem mostrado uma combinação positiva e negativa de seus portadores de cargas.

O efeito *Hall* pode ser usado para medir campos magnéticos por meio dos sensores Hall. Portanto podemos concluir que a voltagem transversa medida num sensor *Hall* tem sua origem na força magnética que atua sobre um portador de carga em movimento e podemos dizer que é proporcional à densidade do fluxo do campo magnético. Tipicamente este tipo de sensor usa materiais semicondutores como meio condutor. Estes tipos de detectores são ideais para serem usados em meios onde exista elevada densidade de fluxo magnético e encontram várias aplicações particularmente no controle industrial.

Vamos calcular a voltagem de *Hall* para portadores de cargas positivas. Da figura 4.4 podemos escrever que a força magnética vem dada pela seguinte expressão $\vec{F}_m = e\vec{V}_d\vec{B}$ onde $\vec{V}_d$ é a velocidade de deriva das cargas. A corrente expressada em termos da velocidade de deriva é $\vec{I} = ne\vec{V}_dA$ onde e é a unidade elementar da carga; n é a densidade de portadores de cargas, A é a área do material. Então a força magnética

pode ser reescrita como $\vec{F}_m = \frac{e\vec{I}\vec{B}}{neA}$. Por outra parte temos que a força elétrica é dada por

$$\vec{F}_{el} = e\vec{E} = e\frac{V_H}{W} \text{ sendo } V_H \text{ e } W \text{ a voltagem de Hall e a distância entre os dois extremos}$$

do material, respectivamente. No equilíbrio as forças elétricas e magnéticas se igualam, e dessa maneira podemos obter uma expressão para calcular a voltagem de Hall, ou seja:

$$\vec{F}_e = \vec{F}_m = \frac{eV_H}{W}; \text{ isolando obtemos } V_H = \frac{IB}{ned}, \quad (4.2)$$

onde d é a espessura do material.

O sensor pode medir tanto campos constantes quanto e variáveis no tempo e sua limitação está na banda de frequência, que é da ordem de 1MHz. A potência requerida está na faixa entre 0,1 e 0,2 W e podem ser operados numa ampla gama de temperaturas que vai desde perto de zero absoluto (-273°C) até 200°C . Por último a faixa de sensibilidade varia desde 10^{-4} G até 10^4 G, aproximadamente³.

4.4 Magnetômetros por Ressonância Magnética Nuclear

Estes magnetômetros usam o fenômeno conhecido como Ressonância Magnética Nuclear (RMN) possibilitando um método para medir o valor absoluto de um campo magnético com alta exatidão e sensibilidade, são chamados sensores magnéticos escalares, pois não medem a direção dos campos e sim sua magnitude. O princípio de funcionamento destes sensores é totalmente diferente dos outros relatos aqui; utilizando a ressonância produzida em um núcleo atômico específico quando sobre este atua um campo magnético externo, e está ilustrado na Fig. 4.5.

Figura 4.5 Esquema do magnetômetro de precessão nuclear. Este tipo de sensor é baseado no fenômeno de RMN, o qual se aproveita da resposta dos núcleos dos átomos de hidrogênio à ação de um campo magnético,

Muitas vezes radiofrequências são usadas para iniciar a excitação dos núcleos atômicos. O magnetômetro de próton opera detectando a ressonância no núcleo de átomos de hidrogênio (prótons). O sistema poderia consistir de um arranjo de bobinas localizadas ao redor de um tubo contendo água. A corrente é passada a través das bobinas, criando um campo magnético muito forte que afeta a orientação dos prótons na água. Como resultado existe uma tendência dos prótons de serem alinhados numa

direção determinada pelo campo magnético. Quando a corrente é interrompida, o campo magnético cessa.

Neste momento, na presença de um campo magnético externo, os prótons retornam a reorientar-se na direção desse campo magnético externo. Devido aos *spins* dos prótons esta reorientação não é instantânea. Dessa maneira, os prótons fazem um movimento de precessão ao redor da direção do campo magnético externo (movimento esse governado pelas leis da mecânica quântica). A frequência à qual acontece esta precessão é diretamente relacionada com a densidade do fluxo magnético permitindo que sejam feitas medições exatas do campo magnético. Uma segunda bobina poderia ser usada para detectar o campo produzido pelos prótons precessando ao redor do campo magnético que se quer medir.

Uma das desvantagens dos magnetômetros baseados na RMN é que estes não permitem a medição da direção do campo magnético. Inicialmente isto poderia limitar a utilidade destes dispositivos, mas isto não é necessariamente o caso. Em muitas aplicações, por exemplo, onde o objetivo é medir pequenas mudanças da densidade do fluxo magnético a sensibilidade do sistema muitas vezes pode superar suas limitações. Tem-se também a grande vantagem de que os dados desde o sensor são sinais-saídas como uma frequência e não níveis de voltagem ou corrente e como resultado é possível obter elevado grau de exatidão. Estes magnetômetros têm um faixa de uso que vai desde 10^{-8} G até 1G. Sua resposta em frequência é limitada pela frequência dos prótons no líquido do hidrocarbono.

4.5 Sensor Magnético Tipo Fluxgate.

Outro método de medição de campo magnético é o magnetômetro *Fluxgate*. O sensor “porta do fluxo” como pode se lhe chamar apóia-se na resposta de um material magnético à ação de um campo magnético. Se um material magnético com permeabilidade μ é situado numa região onde tem um campo magnético (ver Fig. 4.6), podemos observar que quando o material tem uma permeabilidade magnética $\mu \gg 0$ às linhas do campo magnético vão entrar no material (“são atraídas pelo material”).

Figura 4.6 Variação da densidade das linhas do fluxo magnético devido ao chaveamento de um núcleo ferromagnético, ao variar sua permeabilidade magnética quando o mesmo é estimulado por um campo de excitação H . Quando $\mu \gg \mu_0$ as linhas são fortemente atraídas pelo núcleo, e quando $\mu \cong \mu_0$, região de saturação, as linhas não são atraídas pelo núcleo.

No entanto, quando se encontra saturado $\mu \approx 0$ as linhas não se concentram e não entram no interior do material magnético⁷. O coração deste sensor é uma serie de bobinas ao redor de um núcleo de material ferromagnético. As características do

material que forma o núcleo são fundamentais para o correto funcionamento do sensor. Existem boas referências sobre o princípio de funcionamento do fluxgate⁷⁻¹⁰.

Figura 4.7 Configuração básica do sensor fluxgate esta formada por um núcleo ferromagnético e bobinas enroladas na sua volta. O núcleo é excitado por uma corrente de excitação $I_{exc}(t)$ a traves da bobina de excitação. Isto produz uma modulação do núcleo em duas vezes a frequência de excitação. O campo que queremos medir é B_0 e $B(t)$ é o campo magnético correspondente ao núcleo do sensor; V_{ind} é a voltagem induzida na bobina detectora de n-espiras.

O princípio geral de funcionamento do fluxgate, ver Fig.4.7, é uma aplicação imediata da Lei de Indução de Faraday:

$$\varepsilon(t) = -A \frac{d(\phi(t))}{dt} \quad (4.3)$$

que prevê a indução de uma força eletromotriz, nos terminais de uma bobina, se houver variação no fluxo de campo magnético dentro dela. Descartando mudanças na geometria (número de espiras, área da secção reta, etc) podem-se provocar variações no fluxo através de mudanças na permeabilidade μ do material que constitua o núcleo dessa bobina. A configuração básica do sensor fluxgate apresenta um núcleo de ferromagnético do sensor que é excitado por uma corrente variável de excitação $I_{exc}(t)$. Desse modo é possível chavear o estado de magnetização do núcleo através de um

campo magnético adicional, pelo que a permeabilidade do núcleo é modulada em duas vezes a frequência de excitação. B_o é o campo que está sendo medido e $B(t)$ o campo correspondente ao núcleo do sensor. V_{ind} (ou voltagem no secundário) é a voltagem induzido na bobina detectora de N-espiras. Usualmente núcleos para fluxgates são feitos de ligas de material ferromagnético mole, tais como *Permalloy* que apresentam uma curva de saturação $B \times H$ praticamente vertical, isto é, possuem alta permeabilidade $\mu = \frac{dB}{dH}$ para um valor de H não muito elevado e saturam abruptamente para valores maiores de H (onde $\mu \approx 0$).

Na Fig. 4.7 pode-se ver um arranjo que permite o chaveamento do núcleo. Uma corrente alternada $I_{exc}(t)$ passando através da bobina de excitação gera um campo magnético $H(t)$ que realiza todo ciclo de histerese. Uma vez que o núcleo é saturado duas vezes durante um período na curva de magnetização, $\varepsilon(t)$ deve ser uma função periódica com frequência duas vezes maior que a do sinal de excitação $I_{exc}(t)$. Se não há campo externo, a simetria do sistema faz com que nenhum sinal apareça nos terminais da bobina de detecção. Não entanto, se existe campo externo, a curva de histerese é deslocada em relação à $H = 0$ fazendo com que um sinal proporcional ao campo externo seja induzido. Se o sinal de excitação tem uma frequência f e é um sinal periódico qualquer o sinal induzido de saída deve apresentar componentes de frequência pares, ou seja, $2f$ em relação ao sinal de excitação.

Com sensores fluxgates podem detectar campos de baixa frequências e intensidade na faixa de 0.1nT até 10 mT. O fluxgate tem sido aplicado no estudo partículas ferromagnéticas dentro do corpo humano. São capazes de medir campos

estáticos ou alternados até algum kHz, não têm partes móveis e têm um consumo muito baixo de energia, da ordem de 80mW. Podem alcançar 10 pT de resolução (100 pT em alguns aparelhos comerciais) e estabilidade de 1 nT durante períodos longos (meses). A menos da excitação do núcleo sensor, toda sua eletrônica pode ser digital, podendo ser reduzida a um único componente. Em termos de sensibilidade para campos de baixa frequência, perdem apenas para os magnetômetros SQUIDS, mas diferente desses, não necessitam de baixas temperaturas para operar. As principais aplicações dos fluxgates estão em medidas geofísicas, pesquisas espaciais, sistemas de navegação de aviões e mísseis, detecção de veículos e submarinos e estabilizadores de corrente elétrica. Aplicações em arqueologia, ensaios não-destrutivos e leitores de cartão magnético também já foram reportadas⁸⁻¹⁰.

4.6 Sensor Magnético Tipo SQUIDS

Como foi comentado anteriormente para registrar sinais magnéticos muito diminutas precisa-se de transdutores ultra-sensíveis tais como os dispositivos supercondutores de interferência quântica ou SQUIDS. Os novos SQUIDS têm boa performance ao serem resfriados com nitrogênio líquido a uma temperatura de 77 graus *Kelvin*, enquanto os SQUIDS convencionais operam a 4.2 graus Kelvin. Este tipo de magnetômetro utilizando supercondutores como elemento detector. Na Fig.4.8 ilustramos a montagem de um *Dewar* que contem o detector SQUID.

Estes sensores magnéticos foram inventados em 1962, quando B. D. JOSEPHSON desenvolveu a teoria da junção entre dois materiais supercondutores separados por uma fina barreira isolante, hoje conhecidos como junção Josephson.

Existem dois tipos de SQUID, DC ou RF (AC). Os SQUIDS RF só têm uma junção Josephson, no entanto os SQUIDS DC apresentam duas. Este último é mais caro e de construção complexa, mas por outra parte é muito mais sensível. O princípio de operação do SQUID é baseado no efeito Josephson e na quantização do fluxo magnético em um circuito supercondutor fechado¹¹.

Figura 4.8 Esquema geral de um Dewar onde é esfriado o sensor SQUID.

O princípio básico está muito ligado à quantização do fluxo magnético. Este é o fenômeno pelo qual os estados quânticos favorecidos para um anel supercondutor são aqueles nos quais o fluxo é um múltiplo estabelecido de um quantum de fluxo. Josephson propôs que se um material supercondutor fosse interrompido por uma junção ou camada fina resistiva uma “super-corrente” poderia aparecer^{12, 13}. Isto foi possível devido ao tunelamento da “super-corrente” através da junção. Se a corrente consegue se manter abaixo de certo valor crítico I_c o material é supercondutor e a corrente fluindo através da barreira está relacionada com a corrente crítica da seguinte forma:

$$I = I_c \sin(\varphi) \quad (4.4)$$

Onde φ é a diferença na fase do ângulo das correntes através da barreira.

Experimentalmente, o efeito Josephson se caracteriza por uma corrente crítica, abaixo da qual uma barreira de potencial, ou junção, é supercondutora. No estado supercondutor o circuito apresenta resistência nula, conseqüentemente, mesmo quando polarizado por uma corrente elétrica a tensão verificada nos seus terminais é nula, ver Fig. 4.9. Para um valor de corrente superior à corrente crítica, a junção transita para o estado normal, e passamos a detectar um nível de tensão não nulo. Desta maneira, estes dispositivos podem ser entendidos como conversores, de extrema sensibilidade, de variação de fluxo magnético em variação de corrente crítica, que são amplificadas e detectadas¹⁴.

Figura 4.9 Anel supercondutor mostrando a junção resistiva de Josephson. O gráfico mostra a relação entre a voltagem e a corrente, ou seja, a resistência no anel. Vê-se que dentre dos valores críticos de $-I_c < - > I_c$ o estado no anel tem resistência zero, ou supercondutor [Esquema extraída da Cf¹⁷].

Os SQUIDS RF tiveram bastante sucesso nos primeiros magnetômetros comerciais, por sua relativa facilidade de fabricação pois apresentam apenas uma

junção. Por outro lado, o seu funcionamento exige eletrônica de radiofrequência para detecção, que pode gerar interferências nas amostras a serem medidas, além de ser de operação relativamente complicada¹⁵.

A maioria dos SQUIDS se fabrica de chumbo ou nióbio puro. O chumbo encontra-se usualmente em forma agregado com um 10% de ouro o índio, já que o chumbo puro não é mecanicamente estável às mudanças repetidas de temperaturas (exemplo as temperaturas extremamente baixas que se trabalha). A faixa de sensibilidade destes magnetômetros é extremamente ampla, desde 10^{-15} T até 10^0 T. Os SQUIDS são usados para medir campos magnéticos extremamente baixos; atualmente são os magnetômetros mais sensíveis conhecidos, com níveis de ruído mínimo de $\frac{3fT}{\sqrt{Hz}}$. Alguns processos em animais produzem campos magnéticos muito fracos (tipicamente de um bilionésimo a um trilhionésimo de Teslas), e os SQUIDS são muito adequados para estudar estes processos. Na MEG, por exemplo, usa-se as medidas de uma bateria de SQUIDS para inferir a atividade neural no cérebro. Como os SQUIDS podem trabalhar a uma maior velocidade que a taxa de atividade cerebral mais rápida e de interesse, se pode obter boa resolução temporal via MEG. Outra aplicação é o microscópio de varredura com SQUID, que usa um SQUID imerso em hélio líquido como sonda. O uso de SQUIDS na indústria petrolífera, predição de terremotos e análises de energia geotérmica se vai estendendo conforme se desenvolve a tecnologia de supercondutores¹⁶.

4.7 Sensores Magnetoresistivos. Princípio de Funcionamento.

O campo magnético será seguido e medido por um arranjo de *smgra*. Os mesmos são micro-circuitos do tipo HMC 1001/1002 e foram adquiridos na *Honeywell*. Eles são basicamente formados por quatros resistores, em configuração de ponte de *Wheatstone*. Na Fig. 4.10a mostramos o circuito da ponte.

Figura 4.10 Em (a) mostramos o circuito da ponte de *Wheatstone* dos *smgra*, e em (b) ilustramos um elemento de um *rmgr* com o campo e a corrente aplicada.

Mais não é qualquer tipo de resistor do qual é feito o sensor; estes se chamam resistores magnetoresistivos (*rmgr*) e têm a capacidade de converter campos magnéticos em uma tensão de saída diferencial. Esta conversão é devido ao princípio físico chamado de efeito magnetoresistivo, que se baseia na propriedade de um material, em nosso caso usamos um material ferromagnético chamado *Permalloy* (20% de F_e e 80% de N_i), de mudar sua resistividade na presença de um campo magnético externo. Na Fig. 4.10b observa-se um elemento do *rmgr* com o campo e a corrente aplicada. Para criar o sensor utilizam-se 4 *rmgr* idênticos e são orientados em forma de diamante com os terminais conectados juntas, via metalização, para formar a ponte. Arbitrariamente, um

dos extremos (acima ou embaixo) da configuração é alimentado com um estímulo na forma de voltagem de alimentação (V_{cc}). Nos extremos restantes detecta-se uma diferença de potencial, já seja originado por um campo ou mesmo pelo offset natural da ponte. Na Fig. 4.11a se observa a ponte do sensor sendo alimentado com um V_{cc} e ΔV ilustra a voltagem originado. Um valor nominal da resistência usado nos sensores HMC 1001/1002 é da ordem de $1.1k\Omega$.

Figura 4.11 Em (a) observamos a ponte do sensor HMC 1001 sendo alimentado e em (b) esquema ilustrando o efeito magnetoresistivo.

Quando não se tem campo aplicado (Zero Gauss) não se tem sinal nas terminais a exceto uma pequena voltagem de *offset* devido às diferenças nas tolerâncias dos *rmgr* como consequência de seu processo de fabricação. No esquema da Fig. 4.11b mostramos o princípio básico de funcionamento dos *smgra*. Os *rmgr* apresentam estrutura de domínios, pois é um material ferromagnético. Devido a isso, eles vão exibir um bom comportamento, no sentido do efeito magnetoresistivo, quando e só quando, todos os seus domínios magnéticos estejam alinhados numa mesma direção. Um campo externo pode fazer variar o momento magnético dos domínios. Nessas condições

assegura-se elevada sensibilidade e boa reprodutibilidade nas medições com um mínimo de histerese.

Os sensores são obtidos mediante um processo de deposição das lamina dos *rmgr* num substrato de silicone e baixo a presença de um campo magnético muito intenso. Este campo estabelece a orientação preferida, ou eixo fácil, do vetor magnetização $\vec{M}$. Este vetor é estabelecido paralelo ao longo do *rmgr* e baixo a ação de um campo magnético aplicado ele poderia encontrar-se numa direção qualquer entre a direita ou esquerda da lamina. Assumindo por um momento que existe uma corrente elétrica fluindo no material formando um ângulo Θ de 45° com a longitude do sensor. Devido à ação de um estímulo magnético externo é criado um ângulo alfa α entre a direção do fluxo da corrente $\mathbf{I}$ e o vetor $\mathbf{M}$. As propriedades elétricas do *Permalloy* permitem uma relação entre o vetor $\mathbf{M}$ e a da corrente $\mathbf{I}$, que em geral não é linear.

Figura 4.12 Curva característica do efeito magnetoresistivo.

Na Fig. 4.12 ilustra-se esta propriedade. A resistência do smgr é maior quando a corrente $\mathbf{I}$ flui paralela ao vetor $\mathbf{M}$. Nessa mesma figura observamos que quando não está presente um campo magnético externo, o vetor de magnetização $\mathbf{M}$, e a corrente elétrica $\mathbf{I}$ apresentam separadas segundo o ângulo Θ . Ao se aplicar um campo magnético externo $\mathbf{B}$, paralelo ao plano do *Permalloy*, mas perpendicular ao eixo fácil,

o vetor da magnetização interno $\mathbf{M}$, girará um ângulo α , em relação à direção da própria magnetização no estado inicial sem campo e á da corrente.

Figura 4.13 As barras de alumínio formam os chamados pólos *Barber*.

A resistência elétrica do smgr tem um comportamento anisotrópico, na direção para quando $\Theta = 0^\circ$ temos que r_{mgr} é máxima e quando $\alpha=90^\circ$ é mínima, como observamos na seguir na Fig. 4.12.

Para campos muito baixos a relação entre a resistência e o campo aplicado não é linear. Para convertê-la em linear colocam-se lâminas de material condutor (quase sempre de alumínio) sobre a superfície do *Permalloy* formado um ângulo de 45° com o eixo fácil do sensor, isto é chamado de pólos de *Barber*. Na Fig. 4.13 aparecem ilustrados estes pólos cuja função principal ao ter condutividade diferente ao do *Permalloy*, consiste em rodar um ângulo de 45° a corrente $\mathbf{I}$, e mudar o ângulo ente $\mathbf{I}$ e $\mathbf{M}$ desde α , até $\alpha - 45^\circ$. Nestas condições para campos baixos sua sensibilidade é aumentada e a razão campo/resistência pode ser considerado linear ver Fig. 4.12.

A origem física do efeito magnetoresistivo está no fato de que, uma vez o material (*Permalloy*) esteja baixo a influência de um campo magnético externo aparece

uma diferença no deslocamento dos níveis de energia de *Fermi* dos elétrons com um spin negativo e positivo, respectivamente.

A dependência da resistividade com o campo magnético é normalmente interpretada pelo chamado modelo de duas correntes, proposto por *Mott*. Esse modelo diz que os elétrons que participam da condução da corrente elétrica são os elétrons híbridos *sd*. Podemos separar estes elétrons em duas "famílias", de acordo com a orientação relativa da componente *z* de seus spins em relação à magnetização local: os elétrons *spin up* e os elétrons *spin down*. Nesta descrição, o eixo *z* é escolhido como o eixo de quantização e é paralelo à magnetização. As baixas temperaturas, estas duas famílias de elétrons carregam a corrente em paralelo, pois muitos poucos espalhamentos afetam o spin dos elétrons. Este é o modelo de duas correntes proposto por *Mott*¹⁸.

Em metais de transição ferromagnéticos (também a baixas temperaturas) estes dois canais de elétrons podem ter espalhamentos muito diferentes, independente do tipo de centro de espalhamento (impurezas magnéticas, defeitos cristalográficos tais como deslocamentos, fronteira de grão ou mesmo fônons). Esta dependência de spin nos espalhamentos eletrônicos resulta da diferença na densidade de estados vazios das sub-bandas *d-up* e *d-down* ao nível de *Fermi*, os quais os elétrons podem ocupar após serem espalhados. Esta diferença nas densidades de estados de elétrons *spin up* e elétrons *spin down* é uma consequência do "*splitting*" da banda *d*, uma característica do magnetismo em metais de transição¹⁸.

A magnetoresistividade (MR) pode ser medida em três diferentes geometrias: MR longitudinal ($\rho_{||}$), MR perpendicular ($\rho_{\perp}$) e MR transversal (ρ_T), conforme a figura 1 indica. Onde *j* é a densidade de corrente, como observamos na Fig. 4.14.

Figura 4.14: Efeito magnetoresistivos em (a) MR longitudinal ($\rho_{||}$), em (b) MR perpendicular ($\rho_{\perp}$) e em (c) a MR transversal (ρ_T) [Figura extraída de Cf¹⁸].

Figura 4.15: Representação de vários tipos de comportamento da MR. (a) MR comum em um metal não-magnético, (b) MR anisotrópica em um metal ferromagnético, (c) MR gigante negativa em uma multicamada e (d) MR gigante negativa em um sólido granular [Figura extraída de Cf¹⁸].

Na Fig. 4.15 é apresentada a representação esquemática de vários tipos de comportamento da MR em função do campo magnético aplicado. As características da MR em vários materiais reais podem ser resumidas como a seguir, em ordem crescente de efeito:

A OMR – *Ordinary Manetoresistance*: tem origem na força de Lorentz e é observada em metais não magnéticos comuns, tais como **Au** e **Cu**. A MR é muito pequena. Tanto que $\rho_{||}$ quanto $\rho_{\perp}$ são positivas e aumentam com H ao quadrado, com $\rho_T > \rho_{||}$, como mostra a

Fig. 4.15(a)¹⁸.

B. Magnetoresistência Anisotrópica – AMR:

A AMR – *Anisotropic Magnetoresistance*, em metais ferromagnéticos e ligas, são observadas MR substanciais. Na maioria das vezes $\rho_{\parallel}$ é positiva e ρ_T é negativa, como na Fig. 4.15(b), e ao contrário da OMR, $\rho_T < \rho_{\parallel}$. E ambas podem ser saturadas a campos não muitos altos. A AMR depende da direção da magnetização espontânea e é devido à interação spin órbita. O campo de saturação (H_s) para a AMR. Isto, somado aos valores mensuráveis da variação da resistividade entre $H=0$ e $H=H_{\text{máx}}$ forma a base da maioria das aplicações magnetoresistivas de baixo campo¹⁸.

C. Magnetoresistência Gigante – GMR:

A GMR – *Giant Magnetoresistance* ou também conhecida como efeito de válvula de spin foi descoberta em 1988 por Baibich em multicamadas de Fe/Cr. Através destas a interação intercamada, com acoplamento antiferromagnético das camadas adjacentes de Fe, leva a magnetização zero ($M=0$). Sob um campo magnético suficientemente alto, um alinhamento paralelo ($M=M_s$) é obtido. Notadamente, as resistividades do alinhamento paralelo e do antiparalelo diferem entre si por um fator dois. Este efeito tem sido observado em uma grande variedade de multicamadas, Fig. 4.15(c). Devido a MR nas multicamadas de Fe/Cr ser tão grande, o efeito de MR tem sido amplamente chamado de magnetoresistência gigante (GMR). Em 1992, a GMR foi observada em sistemas magnéticos granulares, Fig.4.15(d), de Co/Cu, dissipando a noção até então existente de que o fenômeno era exclusivo das multicamadas. Os efeitos de GMR

observados em multicamadas e sólidos granulares podem ser de fato muito grandes ($\Delta\rho/\rho > 160\%$) em alguns casos, mas modestos ($\Delta\rho/\rho < 5\%$) em outros¹⁸.

OMR, AMR e GMR não são efeitos isolados. AMR está presente também em sistemas que apresentam GMR. Isto é de particular preocupação se a GMR é muito pequena. Nesse caso, as medidas devem ser feitas em várias geometrias para separar a contribuição da AMR. Sob um alto campo magnético, materiais com AMR normalmente apresentam uma fraca dependência com H ao quadrado devido a OMR¹⁸.

4.8 Referências Bibliográficas.

1. **Mario H. Acuña.** Space-based magnetometers. Review of Scientific Instruments Vol 73(11) pp. 3717-3736. November (2002).
2. **Gordon, D.; Brown, R.; Haben, J.** Methods for measuring the magnetic field. *IEEE Trans. Magn.*, VOL. MAG-8, NO.1, pp. 48-51, March (1972).
3. **J.E. Lenz.** . A Review of Magnetic Sensors. Proc IEEE, Vol. 78, No. 6:973-989 (1990).
4. **Michael J. Caruso et al.** A New Perspective on Magnetic Field Sensing. Sensors, Vol. 15, No. 12:34-46 (1998).
5. **Wikswo, J.P., Samson, P.C., and Giffard, R.P.** A Low Noise Low Input Impedance Amplifier for Magnetic Measurements of Nerve Action Currents. IEEE Trans. BME: 30(4):21-221 (1983).
6. **Wikswo, J.P., Henry, H.P., Sarnson, P. C., and Giffard, Current, R.P.** Probe System for Measuring Cellular Action Currents, in Biomagnetism: Application and Theory. Edited by H. Weinberg, G.Stroink e K. Katila: Pregamon Press, 1985.
7. **Pavel Ripka.** Review of fluxgate sensors. Sensors and Actuators A, 33 (1992) 8–14.
8. **Pavel Ripka.** Advances in fluxgate sensors. Sensors and Actuators A, 106 (2003) 8–14.
9. **Primdahl, F.** The Fluxgate Magnetometer. J. Phys. E: Sci. Instrum, 12:241-253 (1979).
10. **Paulo Loureiro de Sousa, Oswaldo Baffa, Antonio Adilton O. Carneiro e Elcio Navas.** Magnetômetro de Fluxo Saturado (Fluxgate) com Alta Sensibilidade para Aplicações em Biomagnetismo. Revista de Física Aplicada e Instrumentação, Vol.12, no. 2, Junho, 1997
11. **KLEINER et al.:** Superconducting Quantum Interference Devices: State of the Art and Applications PROCEEDINGS OF THE IEEE, VOL. 92, NO. 10, OCTOBER 2004
12. **W G Jenks, S S H Sadeghi and J P Wikswo Jr.** SQUIDS for nondestructive evaluation. J. Phys. D: Appl. Phys. 30 (1997) 293–323.

13. **Jhon P. Wikswo, Jr.** High Resolution SQUIDS for magnetic imaging. Annal International Conference of the IEEE engineering in Medicine and Biology society. Vol. 12. No. 3, 1990. 1082-1084.
14. **Keiji Enpuku, Akihiro Ohba, Katsuhiro Inoue, Tong Qing Yang.** Application of HTS SQUIDS to biological immunoassays. Physica C 412–414 (2004) 1473–1479
15. **A.E. Mahdi, D.J. Mapps.** High-*T* SQUIDS: the ultra sensitive sensors for non-destructive testing and Biomagnetism. Sensors and Actuators 81 2000 367–370
16. **C. Wellstood, Y.Gim, A.Amar, R.C.Black, A. Mathai.** Magnetic Microscopy Using SQUIDS. IEEE Trans. On Applied Superconductivity, vol 7, No. 2, June 1997.
17. **Antonio Adilton Oliveira Carneiro.** UM BIOSUSCEPTÔMETRO SUPERCONDUTOR AC PARA QUANTIFICAR O FERRO HEPÁTICO. 2001. 132 f. Tese (Doutorado em Física Aplicada à Medicina e Biologia [Rib. Preto]) - Universidade de São Paulo, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo. *Orientador:* Oswaldo Baffa Filho.