



unesp

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Botucatu



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

"Júlio de Mesquita Filho"

INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS DE BOTUCATU

TOMOGRAFIA POR BIOSUSCEPTOMETRIA DE CORRENTE ALTERNADA

PAULO ROBERTO DA FONSECA FILHO

PROF. DR. JOSÉ RICARDO DE ARRUDA MIRANDA

Tese apresentada ao Instituto de Biociências, Campus de Botucatu, UNESP, para obtenção do título de Doutor no Programa de Pós-Graduação em Biologia Geral e Aplicada, Área de concentração Biologia Celular Estrutural e Funcional.

Botucatu – SP

2013

Aos meus pais.

Agradecimentos

A Deus.

A meus pais, **Helenilda Maria da Costa** e **Paulo Roberto da Fonseca**, que dedicaram cada instante de suas vidas à minha existência. Nada há que palavras, ações, gestos ou pensamentos para expressar minha eterna gratidão.

À **Pamela, Anna Giulia** e toda minha **família** por sua compreensão quando não pude me dedicar a vocês porque haviam projetos, relatórios, trabalhos, aulas, experimentos e outras atividades a serem feitos.

Ao meu orientador, professor e amigo **Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda**, pelas oportunidades, parecerias, paciência e dedicação dispensados enquanto eu aprendia em seu laboratório.

A todos os meus **professores**, cujos ensinamentos foram imprescindíveis para me permitir chegar até este momento. A todos a minha admiração, respeito e gratidão.

Aos colegas do **Grupo de Biomagnetismo**, do **Departamento de Física e Biofísica**, e dos Programas de **Pós-graduação da Unesp Botucatu**, especialmente a **Murilo Stelzer** e **Ronaldo Matos**, que me auxiliaram na execução do projeto.

Aos meus **alunos de Iniciação Científica** e **orientados de trabalhos de conclusão de curso** que me proporcionaram grandes momentos de alegria e realização ao ver seus projetos concluídos, apresentados e em algumas ocasiões premiados.

Aos coordenadores de curso **Carlos Moreira** (UNINOVE – Botucatu), **Nilson Campos** (UNINOVE - Bauru), **Oswaldo Aiello** (UNIFEB - Barretos), **Luiz Paulo Geraldo** (UNIFEB - Barretos), **Susy Campos** (UNIP – Bauru), **Vivian Gambarato** (FATEC – Botucatu), a todos os colegas com quem tive a felicidade de trabalhar enquanto desenvolvia este projeto.

Ao **Programa de Pós-graduação em Biologia Geral e Aplicada** e seus **Conselhos de Programa** pelo enorme aprendizado e pelas oportunidades proporcionadas.

À **Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”** (UNESP), especialmente ao **Instituto de Biociências de Botucatu** pela infraestrutura oferecida para que eu pudesse desenvolver meus trabalhos desde a primeira iniciação científica, em 2005, até agora.

Às Instituições de Ensino **UNIFEB** (Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos), **UNINOVE** (Universidade Nove de Julho), **UNIP** (Universidade Paulista) e **FATEC/BT** (Faculdade de Tecnologia de Botucatu) e às agências **CAPES**, **FAPESP** e **CNPq** que direta ou indiretamente fomentaram minha pesquisa.

“A sabedoria é a coisa principal; adquira, pois, a sabedoria; sim, com tudo o que possuis adquira o conhecimento.” (Provérbios 4:7).

Resumo

A busca por novos métodos de imagens, principalmente os livres de radiação ionizante, são importantes tanto pelas instrumentações, quanto para as finalidades. A Biosusceptometria de Corrente Alternada (BAC) possui versatilidade, sensibilidade, baixo custo e têm sido amplamente utilizada na aquisição de imagens para estudos nas áreas de gastroenterologia, fisiologia, farmacologia e farmácia. O objetivo deste trabalho foi caracterizar sistemas de BAC na produção de imagens tomográficas de objetos simuladores, propondo a viabilidade da técnica de tBAC – tomografia por biosusceptometria de Corrente Alternada. Para tanto, os gradiômetros de dois sistemas BAC com 13 e 37 canais com compensação de campo de excitação foram avaliados quanto à sua sensibilidade e resolução para produzir imagens de simuladores de barras e cilíndricos. Foi possível reconstruir imagens de todos os objetos com boa correlação entre a imagem e as características físicas dos objetos (forma e concentração de traçador magnético). As melhores imagens foram produzidas quando foi utilizada aquisição multicanal no sistema de BAC com 37 sensores utilizando compensação de campo, os quais possuem menores diâmetros. Dessa forma verificou-se que os sistemas BAC podem ser empregados com sucesso para produzir imagens tomográficas de objetos com pequena quantidade de traçador magnético, o que viabiliza sua aplicação futura em pequenos animais, farmacotecnia ou ainda ensaios não destrutivos.

Palavras-chave: Tomografia; Biomagnetismo; Biosusceptometria AC.

Abstract

The development of new imaging methods, especially those that are free of ionizing radiation, constitute a very important topic because for both instrumentation development and its applications. The Alternating Current Biosusceptometry (ACB) has versatility, sensibility and low cost and has been widely used on image acquisition on gastroenterology, physiology, pharmaceuticals and pharmacology researches. The aim of this project was to characterize ACB systems to produce tomographic images of simulating objects verifying the technical viability of the AC Biosusceptometry Tomography (ACBT). The capability of ACB gradiometers of 13 and 37 channel systems with compensation field to reconstruct images of bars and cylindrical phantoms were evaluated, especially sensibility and resolution. It was possible to reconstruct images from all objects with good correlation between the image and the phantom (geometry and magnetic tracer concentration). Better results were observed while using multichannel acquisition on 37-channel system with active excitation magnetic field. Therefore we verified that ACB systems can be successfully used on tomographic imaging of objects with small quantities of magnetic tracer, which is viable to future application on small animal physiology, pharmaceuticals or non-destructive evaluation research.

Keywords: Tomography; Biomagnetism; AC Biosusceptometry

Sumário

AGRADECIMENTOS	III
RESUMO	VI
ABSTRACT	VII
SUMÁRIO	VIII
1. INTRODUÇÃO	10
2. OBJETIVOS	14
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	15
3.1 Imagens planares	15
3.2 Imagens tomográficas	16
3.3 Métodos de reconstrução	17
3.3.1 Reconstrução a partir de projeções.....	17
3.3.2 O teorema da fatia de Fourier.....	18
3.3.3 Reconstrução por retroprojeção filtrada	19
3.4 Imagens por Biosusceptometria de Corrente Alternada.....	21
4. MATERIAL E MÉTODO	27
4.1 Arranjo experimental.....	27

4.2 Teste de resolução espacial	29
4.3 Desempenho dos sensores BAC para imagens tomográficas	29
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	32
5.1 Recursos de processamento e reconstrução de imagens.....	32
5.2 Resolução espacial e sensibilidade.....	34
5.3 Ajuste de amostragem.....	36
5.4 Tomografias utilizando o canal central do sistema BAC com treze canais	38
5.5 Tomografias utilizando o canal central do sistema BAC com 37 canais.....	43
5.6 Reconstrução com múltiplos sensores.....	46
6 CONCLUSÃO.....	54
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	56

1.Introdução

O biomagnetismo, que é o estudo de campos magnéticos oriundos de sistemas biológicos Duran (2011 e Williamson; Kaufman (1981), teve suas primeiras pesquisas sobre magnetocardiografia publicadas nas décadas de 1960 e 1970 Baule; McFee (1963 e Cohen et al. (1970) utilizando primeiro sistemas de indução e depois SQUIDs (*superconducting quantum interference device* – dispositivo supercondutor de interferência quântica). Desde então, com o avanço de dispositivos eletrônicos e de computação, novas instrumentações e aplicações foram propostas.

Atualmente estão disponíveis vários sensores empregados em biomagnetismo, como os SQUIDs, magnetômetros de fluxo saturado (*fluxgate*), bobinas de indução em diferentes configurações gradiométricas (como a Biosusceptometria AC), magnetorresistores e *probe Hall*. De outra forma, porém relacionados à área de biomagnetismo, recentemente surgiram os sistemas de tomógrafos de indução elétrica e magnética Carneiro et al. (2000 e Corá, L. A. et al. (2005 e Griffiths (2001 e Romani et al. (1982). Todas estas instrumentações têm trazido importantes contribuições para as áreas de fisiologia, farmacologia, medicina, psicologia e saúde ocupacional Williamson; Kaufman (1981).

Sistemas com elevada sensibilidade, como SQUIDs, podem detectar campo magnéticos da ordem de 10^{-15}T e são empregados em cardiologia e neurologia, registrando o campo magnético gerado por correntes iônicas durante eventos de despolarização/repolarização e/ou potenciais pós-sinápticos. Já os demais sistemas, devido a sua menor sensibilidade, geralmente são aplicados explorando o campo remanescente produzido por agentes (ou contaminantes) magnéticos no interior do organismo ou ainda diferenças de susceptibilidade dos tecidos ou traçadores magnéticos, que poderiam ser mensuradas pela aplicação de campo magnético externo Williamson; Kaufman (1981).

Até o final da década de 1980 todos os instrumentos produziam apenas sinais, ou seja, representação temporal de algum evento, o que em alguns casos dificultava a interpretação dos dados. Com o avanço dos sistemas computacionais surgiram então os primeiros trabalhos considerando possíveis abordagens sobre os sistemas de detecção de campo e métodos de reconstrução das imagens, especialmente nas aplicações clínicas de magnetoencefalograma e magnetocardiograma utilizando SQUIDs em arranjo multicanal Bruno; Ribeiro (1989 e Dallas (1990 e Dallas et al. (1988 e Dössel et al. (1993 e Gallen et al. (1997 e

Hämäläinen (1992 e Haneishi et al. (1990 e Hart (1991 e Kullmann et al. (1990 e Moshage et al. (1991 e Oh et al. (1993 e Schittenhelm (1990 e Trahms et al. (1989).

Com foco na produção de imagens de mais alta resolução e com maior especificidade os sistemas SQUID têm sido aprimorados (menores elementos de detecção, mais canais e até mesmo para operação fora de salas blindadas) e empregados em combinação com nanopartículas magnéticas, que agem como meio de contraste para avaliação de tumores, por exemplo Baumgarten et al. (2008 e Brisinda et al. (2003 e Bruno; Espy (2004 e Flynn; Bryant (2005 e Granata et al. (2008), sem deixar de lado novas aplicações como as avaliações da concentração de ferro hepático, ressonância magnética de baixo campo ou ensaios não destrutivos Carneiro; Baffa (2000 e Carneiro, A A O et al. (2002 e Carneiro, Antonio Adilton Oliveira et al. (2002 e Carneiro et al. (2004, 2000, 2003, 2005 e Jenks et al. (1997 e Sternickel; Braginski (2006 e Wikswo (2000).

Os sistemas SQUID estavam bem caracterizados para resolver imagens planares tanto de distribuições de corrente quanto de traçadores magnéticos. Todavia, havia ainda interesse em produzir imagens tomográficas (seccionais) de objetos e tecidos Ramon et al. (1993), o que foi possível com os trabalhos de Sepúlveda e de Ribeiro (RIBEIRO, 1996; SEPULVEDA; THOMAS; WIKSWO, 1994), que produziram os primeiros registros tomográficos utilizando sistemas magnéticos.

Como o acesso a sistemas SQUID era bastante limitado pelos custos e pela implantação (sala magneticamente blindada) e operacional (refrigeração à hélio líquido), percebeu-se a necessidade de desenvolver novas tecnologias para produzir “tomografias biomagnéticas”, o que resultou na tomografia de impedância elétrica (EIT – *electric impedance tomography*), tomografia de capacitância elétrica (ECT – *electrical capacitance tomography*) e, mais recentemente, na tomografia de indução magnética (MIT – *magnetic induction tomography*).

As primeiras abordagens para esse tipo de problema surgiram com EIT e ECT, as quais utilizavam um conjunto de eletrodos na superfície da região de interesse e, a partir da passagem de correntes elétricas, tanto a impedância quanto a capacitância eram registrados Griffiths (2001). Os resultados destas instrumentações foram bastante promissores, mas ainda estavam limitados na necessidade de conectar eletrodos a um paciente, o que, mais tarde, levaria à introdução da MIT Brown; Barber (1993 e Gençer; Tek (1999 e Griffiths (2001 e Netz et al. (1993). A MIT trabalha aplicando campo magnético alternado de alta frequên-

cia no objeto de estudo (ou paciente), o qual induz o surgimento de correntes de Foucault (correntes parasitas ou ainda *eddy currents*) no meio condutor (tecido) as quais, por sua vez, dão origem a um campo magnético induzido que pode ser medido externamente. Griffiths (2001)

Os estudos de MIT estão bastante avançados na literatura tanto em simulações computacionais quanto em desenvolvimento de *hardware*, em que diversos sistemas de detecção e métodos de reconstrução foram implementados Gençer; Tek (1999 e Hauer et al. (2008 e Merwa; Scharfetter (2007 e Pham; Peyton (2008 e Rosell-Ferrer et al. (2006 e Scharfetter et al. (2005 e Zakaria et al. (2013), embora as aplicações clínicas ainda estejam em fases iniciais como, por exemplo, nos trabalhos de Zolgharni Zolgharni (2010 e Zolgharni et al. (2009).

Um importante aspecto da MIT é que, a partir das informações coletadas na tomografia, diversos trabalhos têm sido propostos para resolver problemas direto Caeiros; Martins (2012 e Ktistis et al. (2008 e Pham; Peyton (2008 e Soleimani et al. (2003 e Wang et al. (2007) e inverso Brauer et al. (2006 e Merwa et al. (2005 e Palka et al. (2009), tanto para caracterizar as propriedades eletromagnéticas de tecidos, realizar reconstruções em duas e três dimensões que representem propriedades físicas do material estudado como, por exemplo, condutividade.

Os sistemas gradiométricos (ou gradiômetros) como aqueles utilizados em alguns arranjos de MIT são amplamente utilizados em estudos biomagnéticos por permitirem redução de ruído e cancelamento de campo local, além de serem de fácil construção e baixo custo, principais características da Biosusceptometria de Corrente Alternada (BAC).

A BAC é uma instrumentação baseada em gradiômetros de primeira ordem que respondem à variação de fluxo magnético em sua vizinhança. Esta técnica foi aprimorada na década de 1990 por Miranda e colaboradores para avaliar a fisiologia do trato gastrointestinal de humanos Miranda et al. (1997, 1992) e mais tarde passou a ser empregada para pesquisa em fisiologia e farmacologia utilizando pequenos animais Américo et al. (2007 e Andreis et al. (2007) e farmacotecnia Corá, L. A. et al. (2005 e Corá; Romeiro; Paixão; et al. (2006 e Corá et al. (2007, 2008 e Corá, L. a et al. (2005 e Miranda et al. (2010).

Concomitantemente ao desenvolvimento instrumental e aplicações clínicas da BAC por Miranda, Moreira e colaboradores associaram um susceptômetro a uma mesa X-Y para coletar os sinais produzidos por objetos simuladores, ditos *fantomas*, em diferentes pontos de um plano e em seguida produzir imagens Moreira et al. (2000). Embora o sistema de Moreira produzisse imagens de boa qualidade não era possível

aplicá-lo em sistemas biológicos pelo elevado tempo de aquisição das imagens, o que levou ao desenvolvimento de sistemas de BAC com sete, treze e trinta e sete canais Agostinho (2011) e Chubaci (2003) e Matos et al. (2013) que vem sendo empregados para produzir imagens *in vitro* de formas farmacêuticas sólidas, fantomas (objetos simuladores) e *in vivo* para avaliar a distribuição e trânsito de alimento no trato gastrointestinal humano e de pequenos animais, assim como formas farmacêuticas sólidas no estômago e intestino humanos Corá, L. A. et al. (2005).

Destes trabalhos percebeu-se que a BAC destaca-se por sua elevada sensibilidade, versatilidade e resolução temporal para aplicações *in vitro* e *in vivo* produzindo sinais e imagens do perfil de distribuição de traçadores magnéticos. Em diversas situações somente o perfil de distribuição não é suficiente para uma representação de um objeto ou um processo, sendo necessário avaliar a distribuição no espaço e não apenas em um plano. Desta forma, a utilização de modelos semelhantes àqueles empregados em EIT e MIT pode fornecer não apenas uma melhoria na qualidade da imagem de BAC, mas sim, uma nova tecnologia, a tomografia por biosusceptometria de corrente alternada (TBAC).

2.Objetivos

O principal objetivo desta proposta foi mostrar a viabilidade da técnica de tomografia por biosusceptometria de corrente alternada. Para tanto, os seguintes objetivos específicos foram estabelecidos:

- Desenvolver e caracterizar um sistema de biosusceptometria AC capaz de produzir imagens tomográficas
- Montagem de um sistema de aquisição de imagens tomográficas por BAC;
- Desenvolver e implementar recursos computacionais para aquisição e reconstrução de imagens tomográficas;
- Caracterizar o desempenho deste sistema tomográfico quanto à sua resolução espacial e sensibilidade.

3. Fundamentação Teórica

3.1 Imagens planares

As primeiras imagens digitais de que se tem registro datam da década de 1920, quando os esforços eram concentrados na melhoria de ilustrações de jornais enviados por cabo submarino entre Londres e Nova Iorque Gonzalez; Woods (2011). Os recursos de processamento que se seguiram possuíam dois grandes objetivos: interpretação humana e processamento para percepção automática de máquinas.

Na área das imagens médicas ou biomédicas, apesar da existência de grande diversidade de recursos de diagnóstico assistido (ou auxiliando) por computador (CAD – *computer aided diagnosis*), grande parte da interpretação é feita por usuários humanos, cuja análise compreende uma avaliação dos tons de cinza e sua correlação com anatomia e patologia do paciente e as características físicas exploradas pelo dispositivo de imagem, seja atenuação de raios X, contagem de fótons de radiação gama, magnetização, susceptibilidade, condutividade, impedância elétrica, impedância acústica, dentre outros.

Assim é possível dizer que uma imagem consiste na projeção de uma cena em um plano, normalmente representada como uma matriz de valores de brilho. Sua aquisição é realizada a partir de um sensor, um dispositivo que recebe um sinal ou estímulo (energia) e responde, geralmente, com um sinal elétrico que é digitalizado em um computador para exibição e análise.

Uma imagem digital $g(n, m)$ consiste em uma função contínua $f(x, y)$, que foi discretizada tanto em coordenadas espaciais quanto em intensidade. Matematicamente, pode ser considerada como uma matriz cujos índices de linhas e de colunas identificam um ponto na imagem, sendo cada elemento dessa matriz denominado elemento da imagem ou “*pixel*” Andrews (1977). Dependendo das características do sistema, esta imagem $g(n, m)$ pode apresentar ruído, deformações, artefatos, borrões, que são característicos de cada sistema.

Ao considerar que uma imagem $g(n, m)$ é formada pela atuação de um operador h em uma função $f(n, m)$, o processo de formação de imagens pode ser proposto como na figura 3.1, em que se considera que um ruído aditivo $\eta(n, m)$ é acrescentado à resposta $g(n, m)$ do sistema, sendo a imagem resultante processada (por restauração e realce) para obter uma estimativa da imagem original.

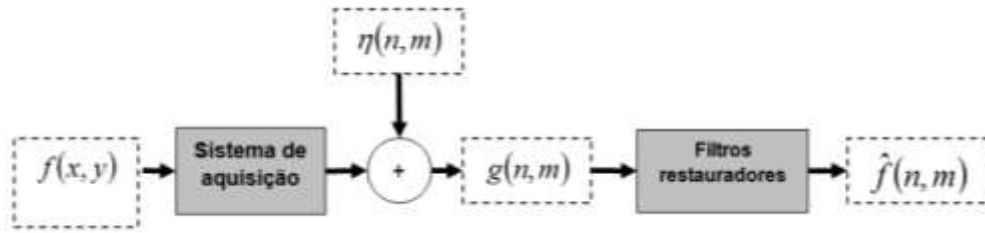


Figura 3.1: Modelo do sistema de formação e restauração de imagens bidimensionais.

Matematicamente, esse processo de formação de imagens até a obtenção de $g(n, m)$ pode ser descrito pela convolução bidimensional (2D), representada pelas equações 3.1 e 3.2:

$$g(n, m) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} h(n, m; s, t) f(s, t) ds dt + n(n, m) \quad 3.1$$

$$g(n, m) = h(n, m) * f(n, m) + n(n, m) \quad 3.2$$

em que (n, m) são as coordenadas do pixel; g é a imagem final; f representa a imagem real ou imagem de entrada; h é a PSF (*point-spread function*) do sistema; η é o ruído aditivo do sistema e $*$ operador de convolução bidimensional.

3.2 Imagens tomográficas

Contudo, a produção de imagens planares, ou ainda imagens de projeção como radiografias não resolve uma boa parte da demanda do diagnóstico por imagens que é a determinação precisa das dimensões e da localização de estruturas, uma vez que neste tipo de imagem ocorre sobreposição de órgãos/estruturas e tecidos. A solução para tanto começou a surgir a partir da década de 1970 com a introdução dos primeiros aparelhos de tomografia computadorizada de raios X.

Nesses dispositivos um conjunto fonte-detector realiza rotações em torno da amostra (ou paciente) para medidas de projeção em diferentes ângulos e estas, por sua vez são armazenadas para reconstrução em uma matriz de dados comumente denominada sinograma, no qual no qual a intensidade dos pontos de cada projeção é representada na horizontal (s) e as projeções na vertical (θ) Andrade (2007).

3.3 Métodos de reconstrução

Tomar as informações das projeções que constam do sinograma e calcular uma imagem tomográfica é referida como reconstrução. A reconstrução pode ser conduzida por métodos analíticos, iterativos e de retroprojeção, dos quais o que possui melhor desempenho computacional para imagens médicas é o método de retroprojeção filtrada Andrade (2007).

No caso das imagens biomagnéticas, a retroprojeção filtrada (*filtered backprojection – FBP*) também foi empregada por Kotre para reconstruir imagens de EIT Kotre (1994), por YangYang; Peng (2003), que comparou diversos métodos de reconstrução para ECT e também por Ke para reconstruir trabalhos de MIT Ke et al. (2012). Outros diversos métodos sofisticados de reconstrução foram testados em sistemas semelhantes ao tomógrafo de BAC Scharfetter et al. 2006; Soleimani; Lionheart e Soleimani et al. 2007 Wang et al. 2007 e Yang; Peng (2003).

3.3.1 Reconstrução a partir de projeções

O método de retroprojeções (FBP) parte do teorema da fatia de Fourier para computar as contribuições de cada projeção para imagem final, os quais são sintetizados a seguir (Gonzalez; Woods 2011; Liley 2013).

Sabendo que uma linha reta $y = ax + b$ em coordenadas cartesianas tem sua representação normal como $x\cos\theta + y\sin\theta = \rho$. Supondo projeção linear, um ponto na projeção $g(\rho_j, \theta_k)$ do objeto $f(x, y)$ dado pela soma dos raios que passam pela linha $x\cos\theta_k + y\sin\theta_k = \rho_j$ o que, trabalhando com valores contínuos, pode ser expresso como a integral de linha:

$$g(\rho_j, \theta_k) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x\cos\theta_k + y\sin\theta_k - \rho_j) dx dy \quad 3.3$$

e a projeção $g(\rho, \theta)$, generalizando a expressão anterior para todos os pontos da projeção, como:

$$g(\rho, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x\cos\theta + y\sin\theta - \rho) dx dy \quad 3.4$$

nas quais δ é a função impulso.

A equação 3.4, que fornece a projeção (integral de linha) do objeto $f(x, y)$ ao longo de uma linha arbitrária no plano XY é definida como a transformada de Radon. No caso de imagens digitais, em que um número finito de elementos é utilizado para reconstruir a imagem, esta transformada é reescrita como:

$$g(\rho, \theta) = \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - \rho) \quad 3.5$$

em que as variáveis x , y e θ assume valores discretos.

3.3.2 O teorema da fatia de Fourier

A transformada de Fourier unidimensional da função $f(x)$ contínua, de uma variável contínua x , é dada pela expressão:

$$F(u) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-i2\pi ux} dx \quad 3.6$$

em que u é a variável de frequência. Agora, assumindo a projeção $g(\rho, \theta)$ como entrada da transformada de Fourier é possível escrever, em relação a ρ :

$$G(\omega, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} g(\rho, \theta) e^{-i2\pi \omega \rho} d\rho \quad 3.7$$

na qual ω é a variável de frequência. Substituindo a expressão de $g(\rho, \theta)$ da equação 3.4 na equação 3.7, chega-se ao seguinte resultado:

$$G(\omega, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - \rho) e^{-i2\pi \omega \rho} dx dy d\rho \quad 3.8$$

o qual pode ser reescrito na seguinte forma:

$$G(\omega, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \left[\int_{-\infty}^{\infty} \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - \rho) e^{-i2\pi \omega \rho} d\rho \right] dx dy \quad 3.9$$

$$G(\omega, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i2\pi \omega (x \cos \theta + y \sin \theta)} dx dy \quad 3.10$$

escrevendo $u = \omega \cos \theta$ e $v = \omega \sin \theta$, a equação anterior passa a ser:

$$G(\omega, \theta) = \left[\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i2\pi (ux + vy)} dx dy \right]_{u=\omega \cos \theta; v=\omega \sin \theta} \quad 3.11$$

$$G(\omega, \theta) = F(u, v)_{u=\omega \cos \theta; v=\omega \sin \theta} \quad 3.12$$

ou

$$G(\omega, \theta) = F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) \quad 3.13$$

que é a transformada de Fourier bidimensional do objeto $f(x, y)$ calculada nos valores de u e v (análoga à equação 3.6). O termo “teorema da fatia de Fourier” surge porque cada projeção é uma linha (“fatia”) da transformada de Fourier da imagem reconstruída.

Todavia, o uso direto de projeções para reconstruir imagens tomográficas por este método pode resultar em imagens com elevado nível de borramento, sendo necessário implementar algum nível de filtragem antes da reconstrução, num processo conhecido como retroprojeção filtrada, que limita a reconstrução a uma faixa de frequências, diminuindo a contribuição dos artefatos e borramento (Goldman 2007; Gonzalez e Woods 2011) e resulta em melhores.

3.3.3 Reconstrução por retroprojeção filtrada

A retroprojeção filtrada (*filtered backprojection*) consiste, de maneira simplificada, em aplicar filtros às projeções do objeto antes de efetuar os cálculos de retroprojeção. Gonzalez Gonzalez; Woods (2011) demonstra este método partindo do conceito da transformada inversa de Fourier de uma função bidimensional $F(u, v)$:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{i2\pi(ux+vy)} du dv \quad 3.14$$

Se, na equação 3.11 $u = \omega \cos \theta$ e $v = \omega \sin \theta$, os diferenciais passam a ser $du dv = \omega d\omega d\theta$ de modo que a equação anterior pode ser reescrita em coordenadas polares:

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) e^{i2\pi\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} \omega d\omega d\theta \quad 3.15$$

A partir do teorema da fatia de Fourier (equação 3.12) tem-se que $G(\omega, \theta) = F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta)$. Substituindo na equação anterior:

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} G(\omega, \theta) e^{i2\pi\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} \omega d\omega d\theta \quad 3.16$$

Esta expressão pode ser dividida em duas expressões, uma a de 0 a 180° e outra de 180 a 360°, uma vez que $G(\omega, \theta + 180^\circ) = G(-\omega, \theta)$. Assim,

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} |\omega| G(\omega, \theta) e^{i2\pi\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} d\omega d\theta \quad 3.17$$

$$f(x, y) = \int_0^\pi \left[\int_{-\infty}^{\infty} |\omega| G(\omega, \theta) e^{i2\pi\omega\rho} d\omega \right] d\theta_{\rho=x\cos\theta+y\sin\theta} \quad 3.18$$

em que a expressão interna está na forma de uma transformada inversa de Fourier e $|\omega|$ pode ser entendido como um filtro rampa unidimensional. Todavia, a amplitude desta função se estende ao infinito e, portanto não é integrável.

Na prática, o que se faz é limitar esta função utilizando uma janela discreta de M pontos como:

$$h(\omega) = \begin{cases} c + (c - 1)\cos\frac{2\pi\omega}{M-1} & \text{se } 0 \leq \omega \leq (M - 1) \\ 0 & \text{caso contrário} \end{cases} \quad 3.19$$

quando $c=0,54$, esta função é referida como janela de Hamming e, quando $c=0,5$, por exemplo, janela de Hann (Van Laere et al. 2001; Lyra; Ploussi 2011).

A implementação computacional dos algoritmos de FBP é discutida por um grande número de autores, e varia com o tipo de detector, sua quantidade e geometria. Gonzalez e Woods discutem a reconstrução para tomógrafos de raios X de feixes paralelo e cônico Gonzalez; Woods (2011) enquanto que Lyra, Ploussi, Van Laere e Bruyant discutem, entre outros métodos, a implementação deste recurso para sistemas de tomografia por emissão de fóton único SPECT – *single photon emission computed tomography* Bruyant (2002 e Van Laere et al. (2001 e Lyra; Ploussi (2011). Detalhes da implementação computacional de FBP para feixes paralelos podem ser encontrados nos trabalhos de Faridani Faridani (1999, 2003).

3.4 Imagens por Biosusceptometria de Corrente Alternada

O sistema de biosusceptometria de corrente alternada BAC utiliza um par de bobinas coaxiais arranjadas como um gradiômetro de primeira ordem separadas por uma distância fixa (linha de base), que é posicionado no interior de bobinas de excitação (figura 3.2). Nesse arranjo, uma corrente alternada de 10 kHz é amplificada e passa pelas bobinas excitadoras, induzindo corrente na bobina detectora (interna), de modo que cada par de bobinas (excitação/detecção) pode ser considerado como um transformador simples de fluxo magnético.

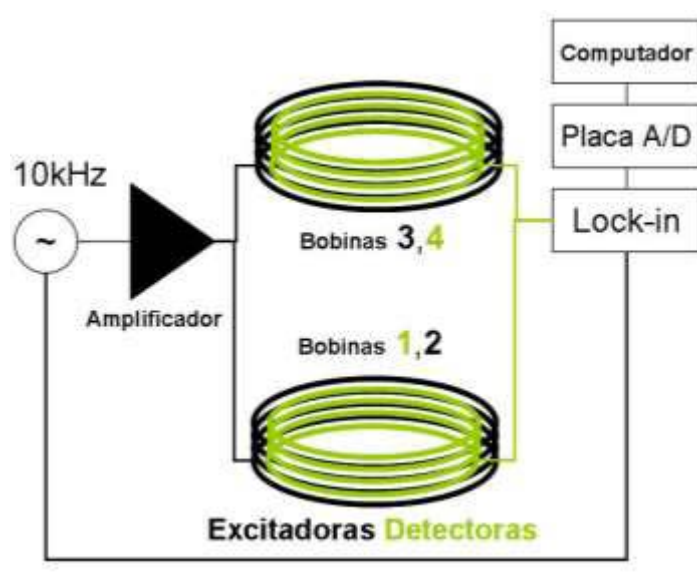


Figura 3.2: Esquema representativo de um susceptômetro BAC em que as bobinas do gradiômetro (detectoras) são representadas em verde e as bobinas excitadoras são representadas em preto.

Aproximando-se material magnético (ou que possua elevada susceptibilidade magnética) em uma das extremidades do susceptômetro, ocorre desbalanceamento de fluxo magnético do sistema gradiométrico, produzindo uma diferença de potencial que é adquirida continuamente por amplificador tipo *lock-in*, digitalizada em uma placa de conversão analógico/digital (A/D) e armazenada para posterior processamento e análise.

As primeiras imagens de biosusceptometria AC foram produzidas por Moreira (Moreira et al. (2000)) quando um gradiômetro foi acoplado a uma mesa XY que deslocava o sensor sobre um objeto de estudo (figura 3.3).

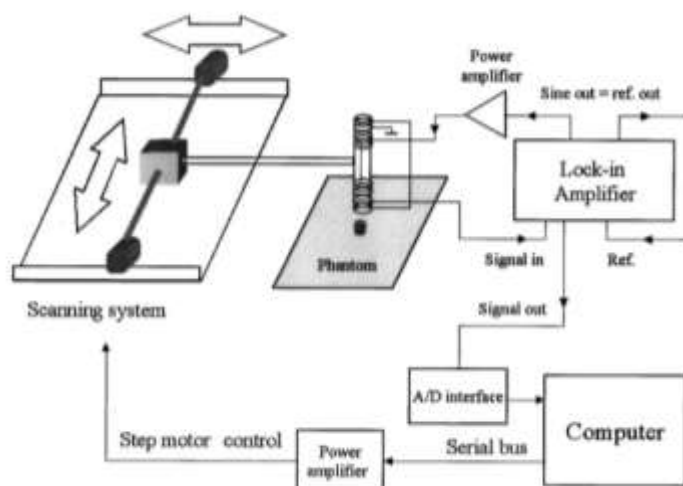


Figura 3.3: Arranjo experimental utilizado por Moreira para aquisição de imagens de objetos simuladores. Figura de Moreira et al. (2000).

O resultado da varredura (figura 3.4) era uma distribuição da variação de campo magnética causada pelas diferentes concentrações de um traçador magnético (ferrita) ao longo de um objeto conhecido. Além disso, Moreira utilizou também métodos de restauração de imagens utilizando filtro de Wiener paramétrico generalizado, o que elevou a qualidade das imagens finais.

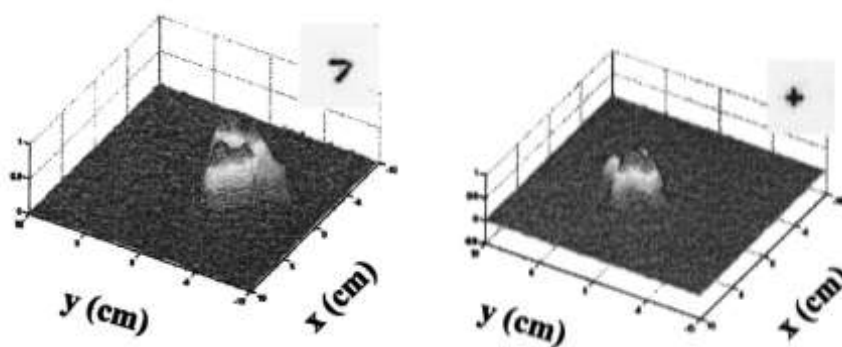


Figura 3.4: Imagens de varredura produzidas por Moreira e colaboradores ao mapear a resposta de um traçador magnético no interior de um objeto simulador. À esquerda é exibida a imagem de um simulador em forma de “7” e à direita um simulador em forma de “+”. Imagens de Moreira et al. (2000).

Os resultados de Moreira mostraram que os sistemas de BAC além de possibilitarem a monitoração parâmetros fisiológicos do trato gastrointestinal humano, documentado por Miranda (1992 e 1997), Moraes (2003) e Oliveira (1996) também seriam capazes de produzir imagens.

Embora este sistema pudesse produzir imagens de boa resolução espacial, o tempo necessário para uma varredura limitava ainda as aplicações biológicas no trato gastrointestinal de humanos e pequenos animais, onde as frequências de contração variam de um a quinze ciclos por minuto. Nos casos em que não se objetivava avaliar a frequência de contração, Corá (2005 e 2007) utilizou o mesmo princípio de varredura para mapear formas farmacêuticas no cólon de voluntários (figura 3.5) a partir de um único gradiômetro.

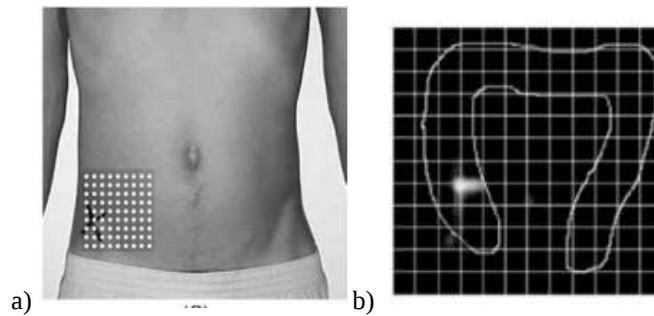


Figura 3.5: Representação das posições de mapeamento no cólon de um voluntário (a) e a respectiva imagem de BAC com uma representação do cólon (b). Imagem de Corá (2005).

Ainda buscando produzir imagens com resolução temporal adequada para pesquisa fisiológica, Chubaci (2003) desenvolveu sistemas BAC com gradiômetros coaxiais e coplanares excitados por um par de bobinas externas. O mais avançado de seus sistemas foi confeccionado com sete canais (figura 3.6) que permitia o registro simultâneo de múltiplos sinais em um experimento *in vivo* ou *in vivo*. Neste sistema cada gradiômetro era ligado a um *lock-in* que, por sua vez estava conectado a um canal da placa A/D para registro do sinal.

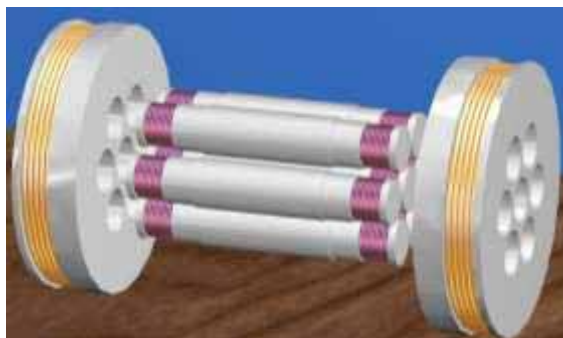


Figura 3.6: Sistema de Biosusceptometria AC multi-sensores, com sete pares de bobinas detectoras (internas - 3,0 cm de diâmetro e 1240 voltas) e um par de bobinas excitadoras (externas - diâmetro de 14 cm e 400 voltas).

Uma vez que a posição de cada gradiômetro era conhecida, os sinais são localizados em uma matriz de zeros e então, por média entre vizinhos e interpolação *spline* uma imagem final pode ser calculada (figura 3.7). Em seguida eram aplicados recursos de realce e processamento morfológico para a subtração do *background* e ajustes de brilho e contraste Corá et al. (2007), implementados em ambiente MatLab® (Mathworks, Inc.).

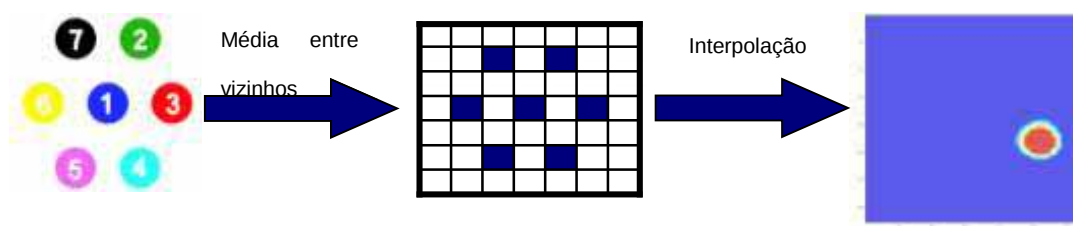


Figura 3.7: Esquema de formação de imagens para BAC com sete canais, neste caso exemplificado com imagem de um comprimido.

A evolução promovida por este sistema pode ser constatada nos trabalhos de Corá, Américo, Andreis, Miranda e outros pesquisadores, que utilizaram este arranjo para produzir imagens tanto *in vitro* quanto *in vivo* de alimentos marcados (Américo *et al* 2007; Andreis *et al* 2007; Andreis *et al* 2008; Romeiro *et al* 2006) e formas farmacêuticas sólidas (Baffa *et al* 2005; Corá *et al* 2007; Corá *et al* 2008; Corá *et al* 2006; Miranda *et al* 2010).

Considerando que nos trabalhos citados anteriormente o sistema de BAC não realizava movimentos de varredura, sua resolução espacial estava limitada pelo diâmetro do gradiômetro uma vez que, pela equação 3.20 (MOREIRA; MURTA; BAFFA, 2000), a frequência mínima de amostragem ω_s é mantida fixa pela distância de centro a centro entre os detectores (b é o diâmetro do gradiômetro):

$$\omega_s = \frac{7,66}{b} \text{ amostras/cm} \quad 3.20$$

Assim sendo, imagens com maior resolução espacial só seriam possíveis aumentando a densidade de sensores, ou seja, construindo um sistema de BAC com maior número de sensores por área, o que foi desenvolvido no trabalho de Agostinho (2009 e 2011), que elaborou um sistema multicanal com treze gradiômetros.

Como seu trabalho era voltado ao desenvolvimento de instrumentação para avaliar traçadores magnéticos no trato gastrointestinal humano, Agostinho acrescentou ainda uma bobina de compensação de campo para reforçar a excitação da amostra quando a distância fonte-sensor era grande (figura 3.8.a). Esta bobina era posicionada a uma distância fixa do sistema de BAC e ligada ao amplificador de modo a assegurar mesma frequência e fase das bobinas de excitação BAC, num arranjo que lembra bobinas de Helmholtz.

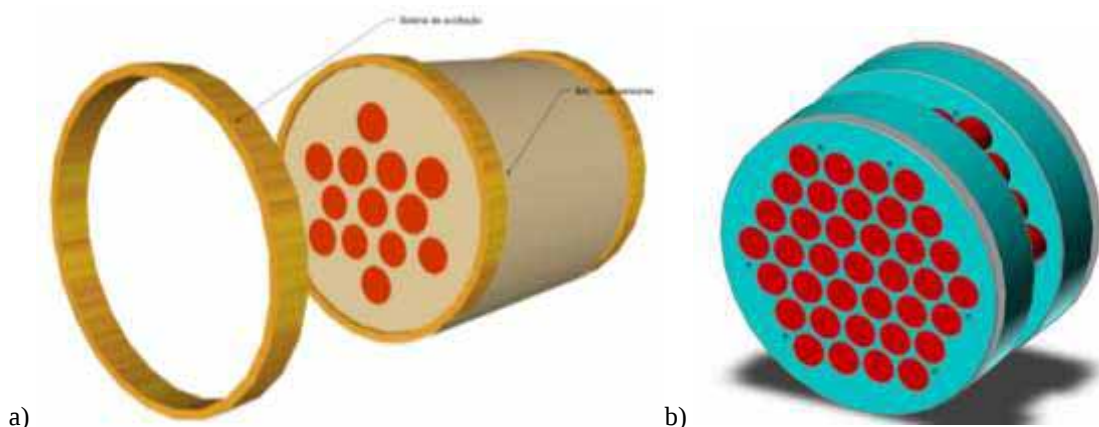


Figura 3.8: Esquema representativo dos sistemas de biosusceptometria com a) treze canais com a compensadora de campo magnético, em que a amostra é posicionada entre a bobina compensadora e o sistema de BAC e b) trinta e sete canais, com configurações otimizadas para pequenas distâncias fonte-sensor.

Com o sucesso da instrumentação de treze canais, novos arranjos para estes sistemas foram propostos. Matos (2013) vem desenvolvendo um sistema de trinta e sete canais cuja sensibilidade e resolução foram otimizadas para trabalhar com baixas distâncias fonte-sensor (figura 3.8.b).

As características de projeto deste novo sistema são apresentadas na Tabela 1 para comparação entre os sistemas de BAC multicanais desenvolvidos. O sistema de Chubaci (2003) possuía as melhores características de sensibilidade, porém as imagens produzidas por ele possuíam baixa resolução (diâmetro das bobinas detectoras era de 3,0 cm). No sistema de Agostinho (2011) o diâmetro das detectoras foi reduzido e, para manter o mesmo nível de sensibilidade do sistema anterior, estas bobinas foram produzidas com mais espiras (2700). Já o sistema de 37, canais em desenvolvimento por Matos (2013) os gradiômetros foram otimizados para aplicações a baixas distâncias, mantendo aproximadamente o mesmo diâmetro das bobinas de Agostinho com modificações principalmente na linha de base e nas bobinas excitadoras. Esta configuração é ideal para realizar, os estudos tomográficos deste trabalho. Assim, nas nos experimentos

deste trabalho foram utilizados os sistemas com 13 e 37 sensores, conforme descrito na seção Material e Método.

Tabela 1: Comparação das características físicas dos sistemas de BAC multicanais.

Características		Sete sensores Chubaci (2003)	13 sensores Agostinho (2011)	37 sensores Matos et al. (2013)
Bobinas excitadoras	diâmetro	14,0 cm	25,0 cm	20,0 cm
	n.º voltas	400	210	250
Bobinas detecção	diâmetro	3,00 cm	1,40 cm	1,50 cm
	n.º voltas	1240	2700	1600
Linha de base		15,0 cm	18,0 cm	12,5 cm

4. Material e método

4.1 Arranjo experimental

Os protocolos experimentais deste projeto envolveram avaliações de desempenho de dois sistemas de BAC multicanais (treze e trinta e sete canais) para aquisição de imagens tomográficas utilizando compensação de campo e registro de dados com múltiplos canais.

As coletas de dados foram realizadas a partir de uma mesa XYZ (BR4Science, Botucatu, Brasil) com precisão menor que 1,0 mm à qual foi acoplado um quarto eixo para realizar rotações na amostra com precisão menor que 1°. A fixação do sistema de BAC e da bobina compensadora de campo foi feita a partir de um suporte em *nylon* que permitia ajustes horizontais, verticais e em profundidade a fim de assegurar alinhamento entre a mesa, o suporte e os sistemas BAC (figura 4.1).

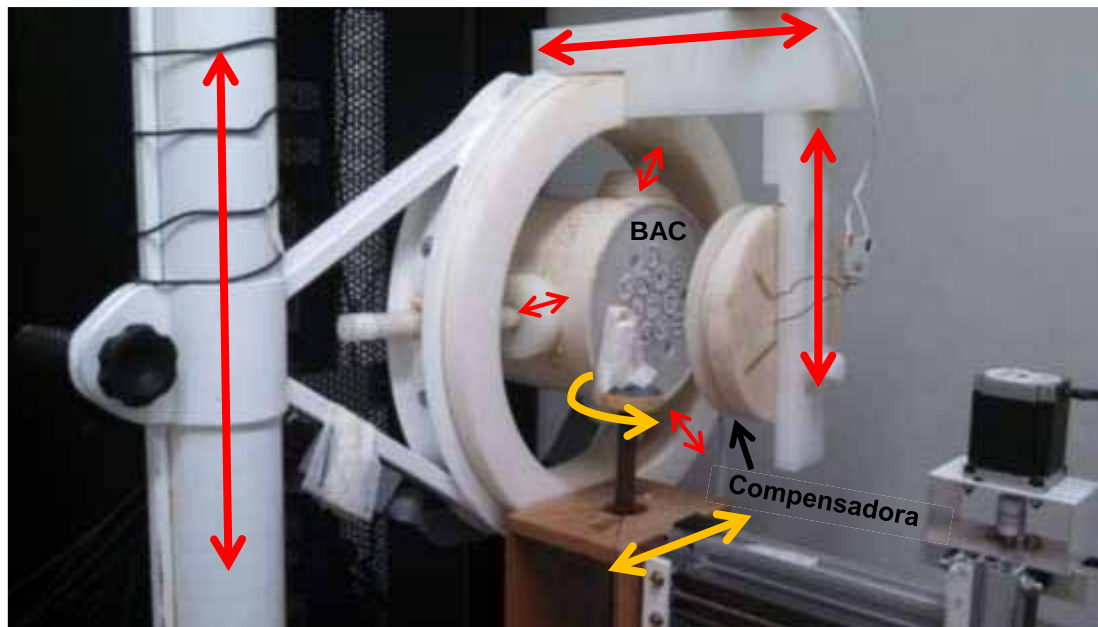


Figura 4.1: Exemplo do arranjo experimental para coleta de dados em um sistema de BAC com treze canais e compensação de campo. As setas vermelhas indicam os graus de liberdade para ajuste de posição e as setas alaranjadas indicam a direção dos movimentos do sistema durante coleta de dados.

Durante um experimento este sistema, desenvolvido com a colaboração de Stelzer Stelzer (2011) deslocava o objeto de estudo (amostra) via *software* (Mach3, *ArtSoft Inc.* programando em *G-code*- linguagem específica para sistemas CNC) e gerava um pulso de voltagem a cada posição em que o sistema deveria registrar os valores. Esta informação era registrada simultaneamente aos sinais do sistema de BAC, que passavam por um amplificador tipo *lock-in* (*Stanford Research Systems*) e em seguida eram digitalizados e armazenados (placa DAQ PCI-MIO EX-10 de 16 bits e LabView 9.0 – *National Instruments, Inc.*) para posterior processamento.

O processamento dos sinais (padrão ASCII) era feito *off-line* em um computador pessoal (Intel i5-3317U 1.70 GHz, 6,0 GB RAM, Windows 8.1 64 bits) em ambiente Matlab R2013a (*Mathworks, Inc.*) utilizando principalmente o *Image Processing Toolbox*. As principais tarefas de processamento incluíam:

- Leitura do sinal;
- Filtragem de ruído (média ou mediana móveis);
- Cálculo da matriz de dados para cada sensor em cada posição de medida;
- Ajuste de nível DC do sinal;
- Cálculo do sinograma;
- Armazenamento do sinograma;
- Reconstrução da imagem (*Filtered Backprojection* utilizando janela Hamming);
- Armazenamento da imagem.

Estes algoritmos foram reunidos em um *toolbox* para sistemas BAC, apresentado mais adiante na seção resultados.

4.2 Teste de resolução espacial

Na avaliação da resolução espacial, uma fonte pontual (9 mm^3) contendo aproximadamente 0,45g de ferrita em pó não compactada foi deslocada radialmente em frente ao canal central do sistema de BAC, mantendo fixa a distância fonte-sensor em 2,0 cm (figura 4.2). O resultado deste experimento permitia medir a função de espalhamento pontual (PSF – *point-spread function*) e determinar a resolução espacial do sistema de BAC calculando a largura à meia altura (FWHM – *full width at half maximum*).

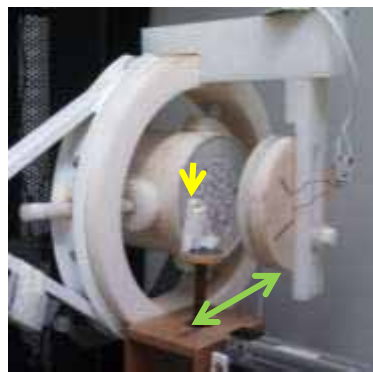


Figura 4.2: Experimento para medida da resolução espacial dos sistemas de BAC. A foto ilustra uma aquisição da PSF de um sistema de treze canais. Nesta imagem a seta amarela indica a posição da fonte pontual e a seta verde a direção da varredura.

4.3 Desempenho dos sensores BAC para imagens tomográficas

O arranjo experimental deste tomógrafo BAC foi proposto para possibilitar a aquisição de imagens a partir de um ou mais gradiômetros utilizando o princípio de aquisição *step-and-shot* dos tomógrafos de raios X de primeira e segunda geração, ou seja, a mesa XYZ realizava translações e rotações entre o objeto e o sensor para que fosse possível registrar as projeções e então reconstruir as imagens.

Para avaliar a capacidade destes sistemas de produzir imagens tomográficas, foram confeccionados objetos simuladores (*fantomas* – termo aportuguesado para *phantoms*) de barras e maciços, conforme ilustra a figura abaixo. Nos casos em que foram utilizados *phantoms* de barras, elas constituíam de barras cilíndricas de vidro com 10 cm de extensão e diâmetro interno de 3 mm preenchidas com 1,8 g de ferrita em pó não compactada.

Já o *fantoma* maciço nada mais era que um béquer (50 ml de capacidade; altura do material magnético 4,5 cm; diâmetro interno 4,0 cm) preenchido com uma mistura homogênea de farinha de trigo (33,4 g) e ferrita em pó (10,0 g). Em um teste com sistema multicanal também foi utilizada uma casca cilíndrica (4,5 cm de altura e 4,0 cm de diâmetro) contendo aproximadamente 2,0 g de ferrita.

Em todos os casos os objetos de teste foram posicionados sobre uma plataforma circular que assegurava que durante as rotações para aquisição de projeções a distância mínima entre o objeto e o sensor era de 1,0 cm e a distância máxima era de 6,0 cm. Quando os experimentos utilizavam apenas um objeto (barra, casca ou cilindro maciço), este era sempre posicionado ao centro da plataforma.

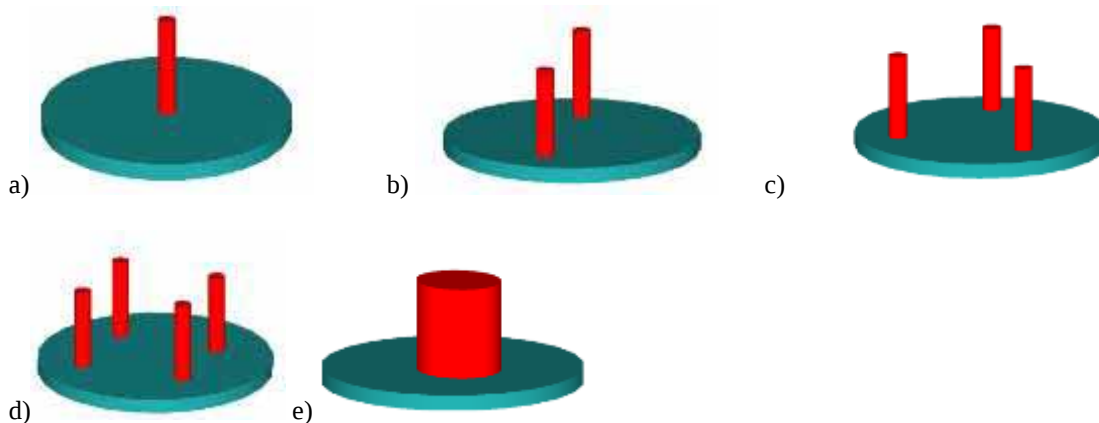


Figura 4.3: Representação esquemática dos objetos simuladores utilizados para testar o desempenho dos sensores de BAC em aquisições tomográficas com a) uma barra, b) duas barras, c) três barras, d) quatro barras e e) maciço.

Antes de testar o desempenho do sistema de imagens, foram realizados testes de aquisição em diferentes amostragens radial e angular. Para tanto, as imagens de um fantoma de barras (semelhante à figura 4.3.b) foram reconstruídas utilizando 20, 40, 60, 80 e 160 passos ao longo do curso de 20,0 cm e mantendo 100 passos no eixo de rotação (θ); em seguida foram mantidos 80 pontos em cada projeção e variado o número de projeções (10, 20, 40, 80, 100 e 200). Determinada a melhor condição de amostragem, os diferentes *fantomas* foram testados sob o mesmo protocolo nos sistemas de BAC, avaliando também a contribuição da bobina compensadora de campo de excitação.

Para diminuir o tempo de aquisição, foi avaliada também a capacidade dos sistemas BAC de produzir imagens com múltiplos elementos de detecção, ou seja, produzir projeções com maior número de pontos, o que poderia aumentar a resolução espacial. Neste caso o sinal dos sensores que estavam na mesma linha eram organizados em uma nova projeção, considerando a amostragem e a posição relativa dos gradientes. Caso houvesse sobreposição dos sinais, o valor médio para cada posição era calculado.

Este recurso é importante por permitir a coleta de dados em menor tempo, uma vez que a cada passo, três pontos reais eram calculados. Outra vantagem, caso haja coleta de todos os pontos de todos os sensores avaliados, é também a redução do nível de ruído das imagens, uma vez que um valor real médio pode ser calculado.

5. Resultados e discussão

5.1 Recursos de processamento e reconstrução de imagens

Conforme descrito nas seções anteriores, as tarefas computacionais deste projeto foram implementadas em três ambientes distintos: Mach3 (*ArtSoft, Inc.*) para automação e controle da mesa XYZ, LabView (*National Instruments, Inc.*) para registro dos dados e Matlab (*Mathworks, Inc.*) para processamento e reconstrução das imagens.

Para garantir melhor usabilidade dos recursos de reconstrução de imagens em Matlab para futuros projetos e usuários, foi desenvolvido um conjunto de funções específicas (*toolbox*) com interface simplificada e amigável para realização das tarefas de processamento, intitulada temporariamente BACBox (figura 5.1).

Nesta versão experimental do *toolbox* foram empregados algoritmos específicos de pré-processamento dos sinais de BAC (filtragem de ruído, ajuste de nível DC e cálculo de sinograma), registro (para o caso de cálculo com múltiplos sensores) e reconstrução de imagens (figura 5.2). Caso já houvesse um arquivo com sinograma previamente processado, este poderia ser carregado e a reconstrução calculada em seguida, sem necessidade de novo processamento do sinal.



Figura 5.1: Interface principal do *toolbox* de rotinas para sistemas BAC, desenvolvido em ambiente Matlab.

O usuário podia optar o tipo de filtro (janela) para a reconstrução por FBP, o método de interpolação, quais sensores seriam utilizados, o tipo de reconstrução (canais independentes ou multicanais), bem como o arranjo espacial dos gradiômetros. Todos os resultados apresentados a seguir foram produzidos utilizando este conjunto de rotinas.

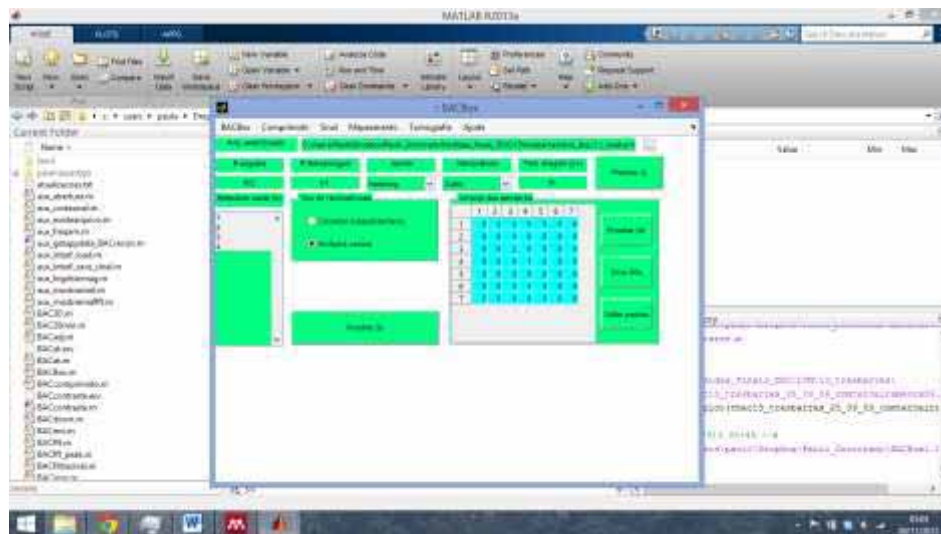


Figura 5.2: Interface de reconstrução tomográfica do *toolbox* ilustrando as possibilidades de reconstrução e arranjo espacial dos sensores.

5.2 Resolução espacial e sensibilidade

O resultado da avaliação da PSF do canal central dos sistemas de BAC é apresentado nas figuras 5.3 e 5.4 para o sistema de treze e trinta e sete canais, respectivamente. Nestas figuras, as curvas em vermelho representam a PSF do sistema quando somente as bobinas do gradiômetro BAC excitavam a amostra, já a curva em preto mostra a PSF quando a bobina de compensação de campo é ativada.

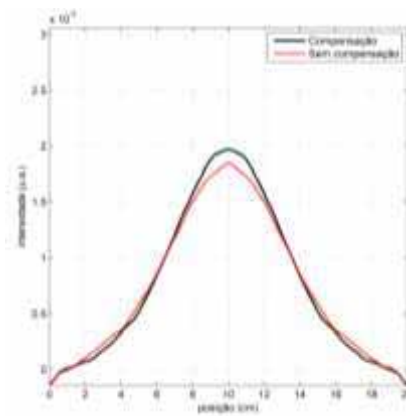


Figura 5.3: Função de espalhamento pontual (PSF) do canal central do sistema de BAC de treze canais com e sem compensação de campo.

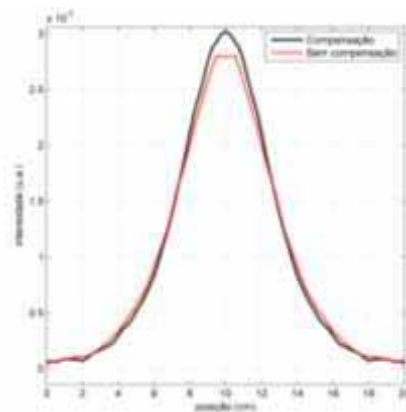


Figura 5.4: Função de espalhamento pontual (PSF) do canal central do sistema de BAC de trinta e sete canais com e sem compensação de campo.

Para o sistema de 13 canais, a introdução da compensação de campo magnético de excitação resultou em ganho de sensibilidade de 6,4%, porém, como se esperava, não alterou significativamente a resolução do sistema de BAC, apresentando FWHM de aproximadamente 7,5 cm em ambos os casos. Já para o sistema de 37 canais, a compensação de campo elevou a intensidade do sinal em 7,9% e também proporcionou um leve aumento de resolução dos sistemas, com FWHM de 6,0 cm sem compensação e 5,7 cm com compensação.

Estas diferenças de resultados mostram que os sensores do sistema de 13 canais, mesmo possuindo elevado número de espiras (2700 voltas - o que configura elevada sensibilidade), possui desempenho inferior aos gradiômetros do sistema de 37 canais (1600 espiras) para a aquisição de imagens em arranjo com pequenas distâncias fonte-sensor tanto em termos de sensibilidade (51% menor) quanto resolução espacial (20% menor).

Somente a informação da PSF, contudo, não é suficiente para caracterizar o desempenho destes sistemas, sendo necessário avaliar sua capacidade de reconstrução de imagens de fontes conhecidas, o que foi realizado a partir de objetos simuladores de forma conhecida para gradiômetros de ambos os sistemas (13 e 37 canais) utilizando compensação de campo ou não.

5.3 Ajuste de amostragem

As figuras 5.5 e 5.6 apresentam as reconstruções de um *fantoma* de duas barras variando o número de pontos por projeção e o número de projeções, respectivamente. Estes parâmetros são importantes não só para a qualidade da imagem, em termos de resolução e contraste Bushberg et al. (2001), mas também para a resolução temporal do sistema, uma vez que quanto maior o número de pontos coletados, maior o tempo de aquisição.

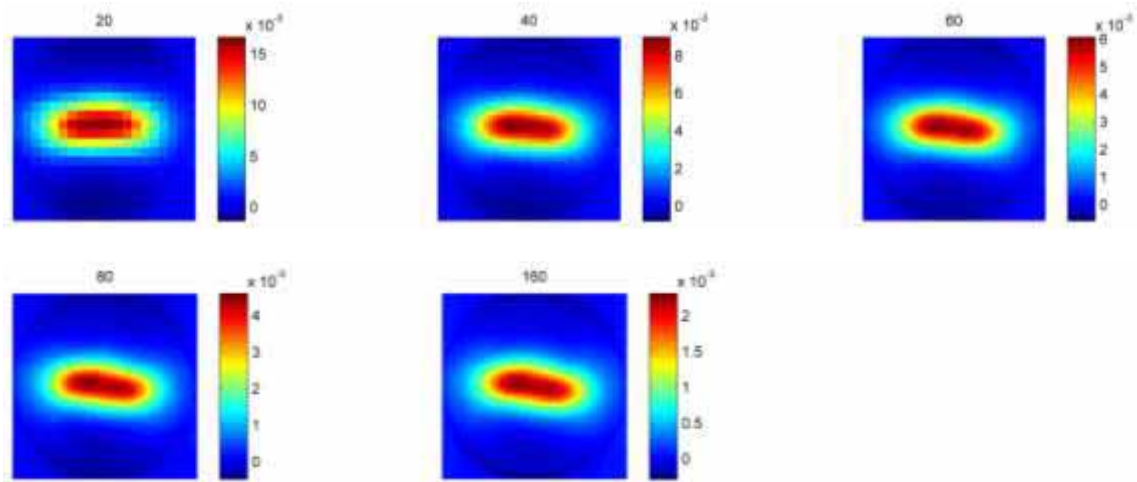


Figura 5.5: Influência do número de pontos por projeção na reconstrução de imagens tomográficas de BAC. Nas reconstruções com mais de 80 pontos por projeção não houve ganho significativo na qualidade da imagem.

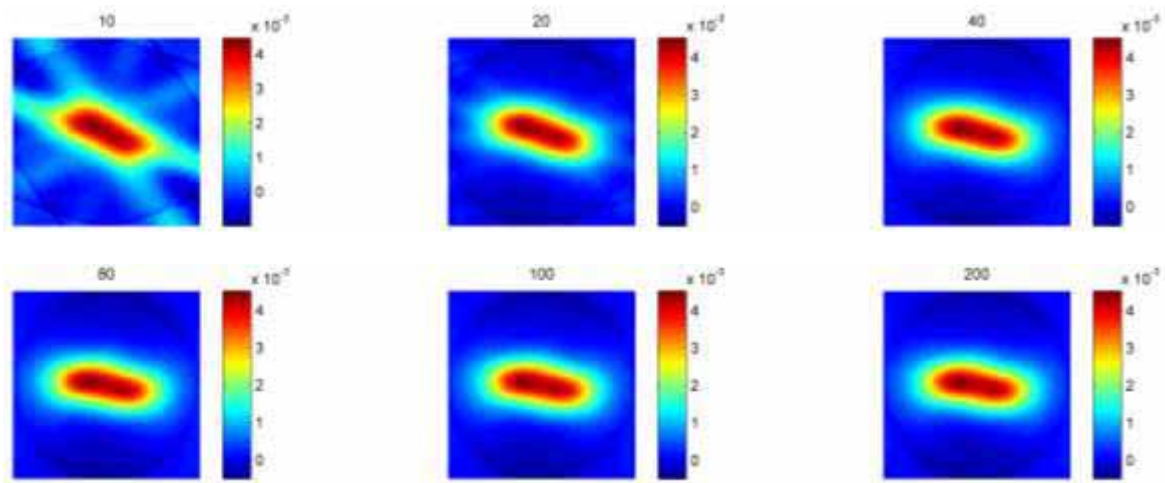


Figura 5.6: Influência do número de projeções em uma imagem tomográfica de BAC. A melhor relação entre desempenho e tempo de aquisição foi obtida com 100 projeções.

Da figura 5.5 é possível perceber que poucos pontos por projeção (baixa amostragem) resultam em imagens de baixa resolução. Todavia, realizar as aquisições com passo de 1,25 mm (160 pontos ao longo do curso de 20,0 cm) não produz imagem de nível visualmente superior àquela com 80 pontos (passo de 2,5 mm) e requer maior tempo de aquisição.

Já nas imagens da figura 5.6, quando foram mantidos 80 pontos por projeção e o número de projeções variou percebe-se que poucas projeções não são suficientes para resolver o objeto e que reconstruções com 40, até 80 projeções, ainda apresentam algumas irregularidades nas bordas do objeto. Um teste com superamostragem (200 projeções) mostrou que não havia diferença visual significativa entre a imagem reconstruída com 100 e 200 projeções. Dessa forma, os protocolos de aquisição de tomografia de BAC para este projeto foram estabelecidos com 80 pontos por projeção (passo radial de 2,5 mm) e 100 projeções (passo angular de 3,6°).

A título de exemplo é apresentada na figura 5.7 uma imagem do simulador de duas barras reconstruída utilizando um sensor do sistema BAC-13 em condições ótimas de amostragem, ou seja, 100 pontos por projeção (passo de 0,20 cm) e 150 projeções (passo de 2,40°), que resultaram em imagem de qualidade superior às aquelas apresentadas até agora, todavia, o tempo de aquisição de 7,5 horas por corte tomográfico inviabiliza qualquer aplicação *in vivo* deste sistema.

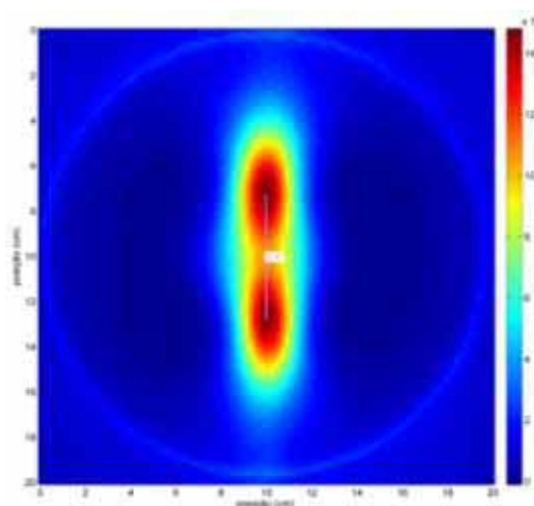


Figura 5.7: Imagem reconstruída partir do canal central do sistema de BAC com 13 canais com 100 pontos por projeção e 150 projeções. A qualidade da imagem é suficiente para permitir a visualização das estruturas e determinar sua posição com baixo erro, todavia o tempo de aquisição era muito alto. .

5.4 Tomografias utilizando o canal central do sistema BAC com treze canais

Os testes de reconstrução de imagem para o canal central sistema de 13 canais foram conduzidos com os simuladores da figura 4.4. Inicialmente apresentamos na figura 5.8 a reconstrução de *fantoma* com duas barras idênticas.

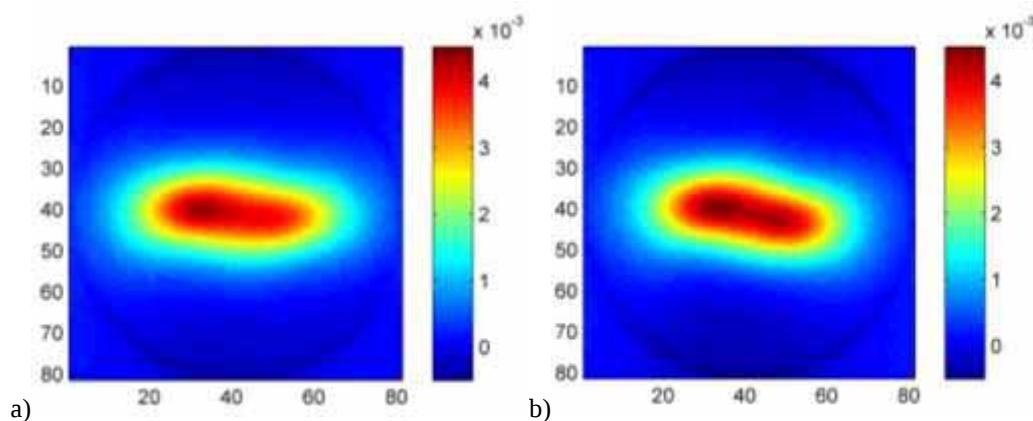


Figura 5.8: Imagens da reconstrução de um *fantoma* de duas barras utilizando o canal central do sistema de treze canais a) sem compensação de campo; b) com compensação de campo.

Quando o sensor do sistema BAC de treze canais (BAC-13) foi utilizado de maneira exclusiva para a aquisição de imagens, não foi possível determinar a posição exata das barras, sendo a maior parte do sinal concentrada na região mais próxima aos gradiômetros (figura 5.8.a). Já quando ativada a bobina de compensação, houve reforço do sinal na região mais distante dos gradiômetros, e permitiu a visualização das estruturas naquela parte do campo de visão (figura 5.8.b).

Este reforço de intensidade ficou mais evidente quando a diferença entre as imagens foi calculada (figura 5.9), uma vez que a única parte do *fantoma* que possuía traçador correspondia exatamente a uma das barras.

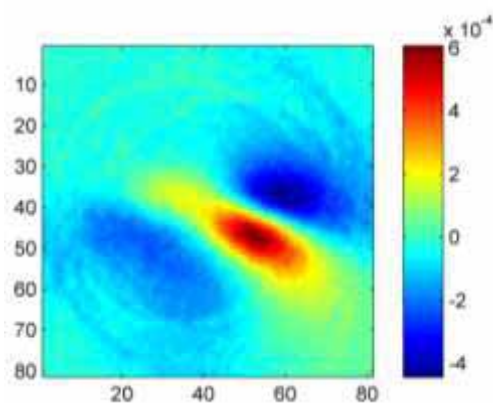


Figura 5.9: Diferença de intensidade entre as imagens de um *fantoma* de duas barras no sistema BAC-13 quando a compensação de campo estava ativa ou não.

Observando o centro da imagem da figura 5.8.b foi possível estimar a distância entre os objetos. Sabendo que a região varrida pelo sensor durante a coleta de dados era de 20 cm, cada um dos pixels da imagem é um quadrado de lado 0,25 cm. Medindo a distância de centro a centro das regiões mais intensas, correspondentes à posição das barras, a distância estimada foi de 4,1 cm (figura 5.10), sendo o erro estimado em 18%, uma vez que a posição real era de 5,0 cm.

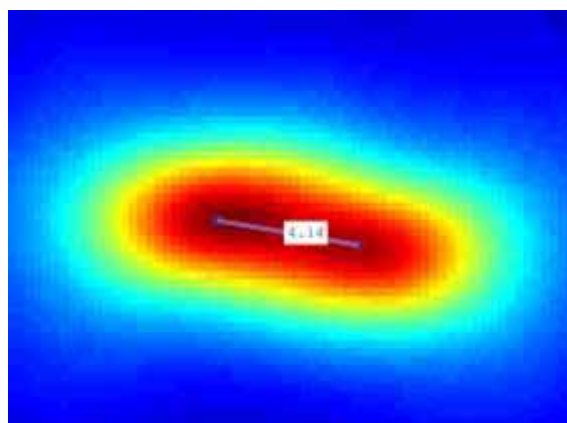


Figura 5.10: Zoom na parte central da imagem da figura 5.8.b para estimar a distância entre as barras. Neste caso, a distância entre as barras foi estimada em 4,1 cm.

Em seguida, nas mesmas condições experimentais, foram produzidas imagens de um *fantoma* de três barras (figura 5.11). Dada a complexidade do objeto e a baixa resolução do sensor, não foi possível reconstruir as imagens do fantoma, mesmo com o reforço do campo de excitação.

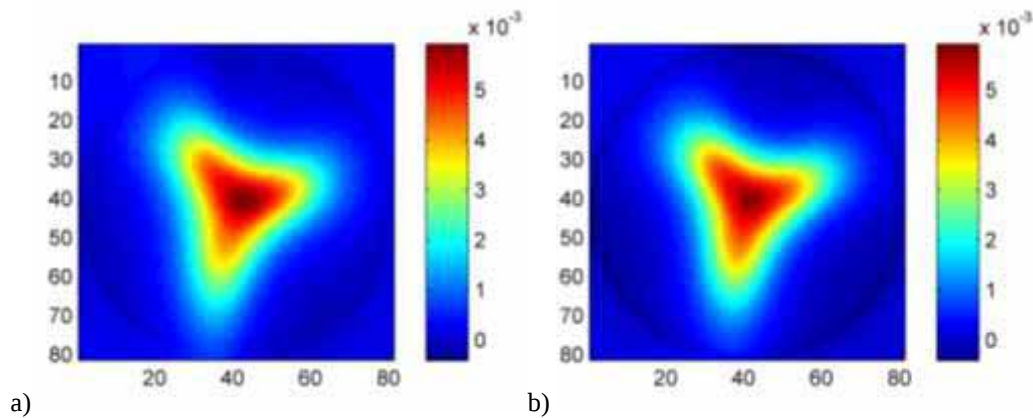


Figura 5.11: Imagens da reconstrução de fantoma com três barras utilizando o canal central do sistema de BAC com treze canais a) sem compensação e b) com compensação de campo.

Para mostrar a contribuição da bobina compensadora de campo, a título de exemplo, são apresentados na figura 5.12 contornos de intensidade para as duas imagens da figura anterior. Nota-se que a compensação de campo, apesar de não promover diferença significativa de intensidade entre os dois casos, ela promoveu aumento da definição da imagem, isto é, as curvas de média e alta intensidade tornaram-se mais concentradas.

Esta característica é muito importante para quantificação de área ou volume, uma vez que alguns dos métodos mais utilizados para segmentação de imagens como Canny, Prewitt e Sobel são baseados em operadores diferenciais Gonzalez; Woods (2011) que, por sua vez, apresentam melhores resultados quanto maior a diferença de intensidade entre o objeto de interesse e o fundo da imagem.

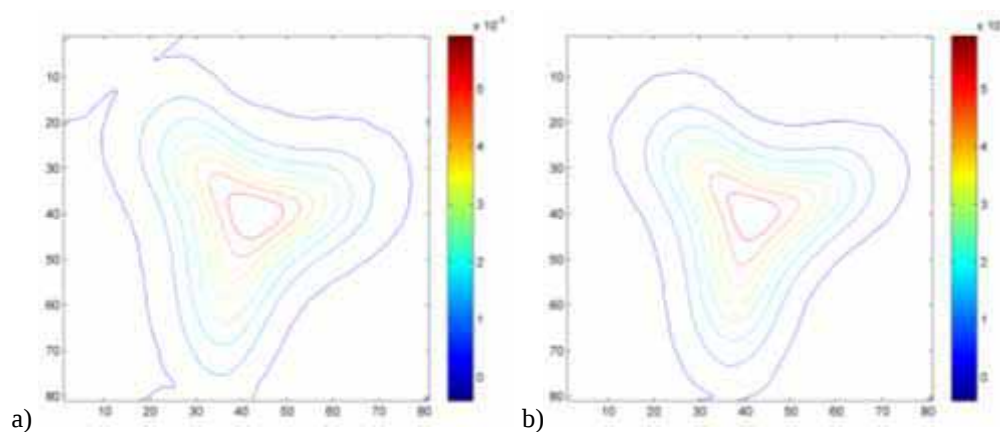


Figura 5.12: Curvas de isointensidade das imagens da figura 5.11. Nos dois casos não houve diferenças significativas entre a imagem sem compensação de campo (a) e aquela registrada com compensação (b).

Quando foram reconstruídas as imagens de uma e quatro barras a partir deste sensor (figura 5.13.a e 5.13.c) percebeu-se também que as imagens representavam bem a forma dos objetos mas não seus detalhes e bordas, ou seja, somente as baixas frequências espaciais da imagem sempre eram representadas Fonseca et al. (2011), o que corrobora a literatura especializada quando descreve gradiômetros como filtros passa-baixa espaciais, portanto, sensores de baixa resolução Andrade Lima; Bruno (2002 e Bruno; Espy (2004 e Bruno; Ribeiro (1989 e Roth et al. (1989).

O uso da compensadora de campo, por aumentar a resposta da amostra, reforçou a intensidade do sinal e facilitou a localização das estruturas dos *fantomas* (figura 5.13.b e 5.13.d), embora ainda não tenha sido eficiente para resolver objetos mais complexos. A solução para este caso seria reduzir o diâmetro das bobinas detectoras, o que pode elevar a resolução, mas comprometer a sensibilidade da BAC. Na literatura é comum encontrar referências para sistemas biomagnéticos (como SQUIDS) com alta resolução espacial para aplicações “não-clínicas” (*in vitro* ou *ex vivo*), cujos diâmetros não ultrapassam poucos milímetros Pizzella et al. (2001).

Assumindo que não é possível trabalhar sensores BAC com pequeno diâmetro para não comprometer a sensibilidade, especialmente com a distância fonte-sensor estando acima de 4,5 cm na maioria das aplicações *in vivo*, não é possível produzir imagens de elevada resolução com este sensor.

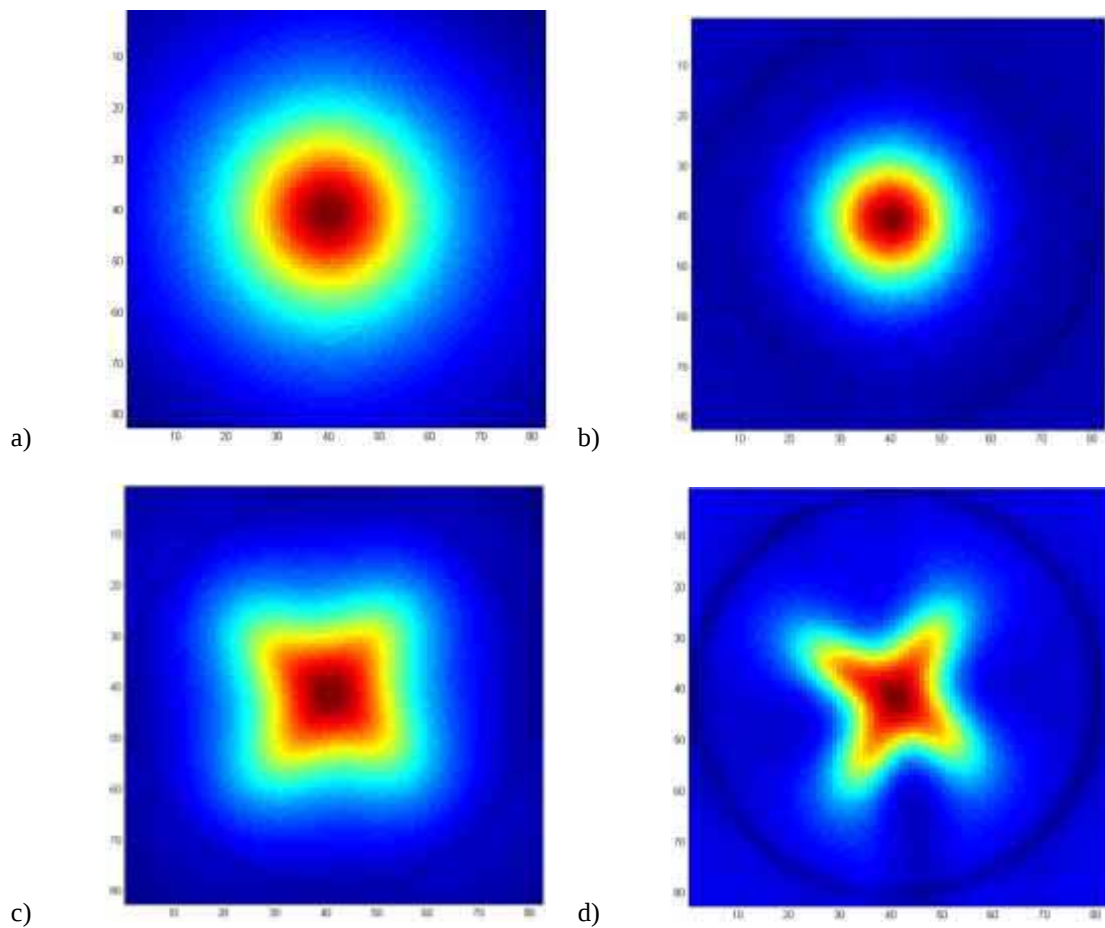


Figura 5.13: Imagens reconstruídas de *fantomas* usando o canal central do sistema BAC-13 a) imagem de uma barra centralizada; b) imagem “a” com compensação de campo; c) imagem de quatro barras; d) imagem “c” com compensação de campo.

Em seguida foram testadas as reconstruções para um *fantoma* maciço (figura 5.14) sob as mesmas condições do experimento anterior (mesma amostragem, com e sem compensação de campo). Como esperado para um objeto cilíndrico maciço, as imagens mostraram maior concentração de sinal no centro da imagem. Diferentemente da imagem da figura 5.13.b, quando uma barra era reconstruída com compensação de campo e apresentava o sinal mais intenso em uma área menor, a imagem do objeto maciço (figura 5.14.b) não apresentou alterações em suas dimensões, reforçando a informação de que o objeto realmente concentrava material em toda aquela região com sinal mais intenso na figura 5.14.a (sem compensação).

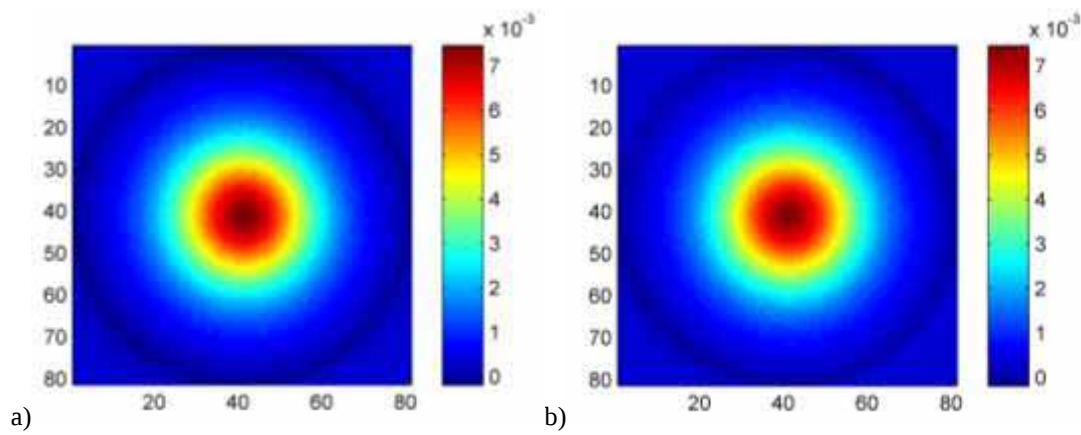


Figura 5.14: Tomografias de BAC de um objeto cilíndrico (maciço) coletadas através do canal central do sistema BAC-13 de maneira exclusiva (a) e com compensação de campo (b).

5.5 Tomografias utilizando o canal central do sistema BAC com 37 canais

Seguindo o mesmo protocolo de testes realizados para o canal central do sistema BAC-13, os resultados de reconstrução de imagens do canal central do sistema de BAC com 37 canais (BAC-37) são apresentados a seguir. Na figura 5.15, são apresentadas imagens da reconstrução de duas barras, agora posicionadas a 90° em relação às barras da figura (5.8).

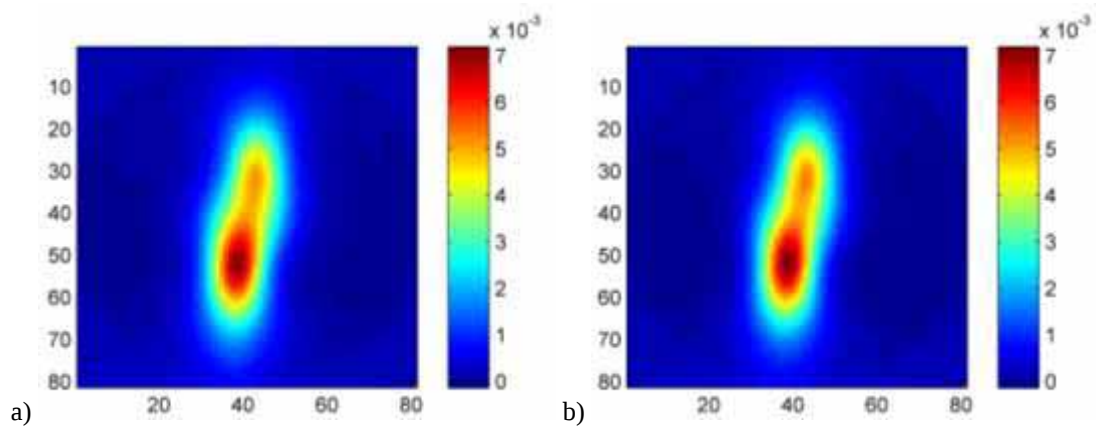


Figura 5.15: Imagens da reconstrução do *fantoma* de duas barras utilizando a) somente o sistema BAC-37 e b) o sistema BAC-37 com compensação de campo.

Em uma primeira análise, ambas as imagens da figura anterior apresentam a mesma intensidade e a distribuição de intensidades sugere haver duas áreas de concentração de ferrita. Este resultado é um pouco diferente daquele apresentado para a figura 5.8, com as mesmas barras, onde a compensação de campo foi crucial para determinar a posição do segundo objeto de interesse, já que uma das barras respondia quase que exclusivamente ao campo da bobina compensadora de campo. É importante notar aqui que as barras encontravam-se no centro do campo de visão e, portanto, a maior parte da excitação que recebiam era da bobina excitadora do sistema BAC-37.

Para destacar a importância desta compensação de campo foi calculada a diferença entre as duas imagens da figura anterior. Conforme abordado anteriormente, a maior distância fonte-objeto (ou objeto-sensor) resultou em imagens de intensidade semelhantes, mas a imagem de diferença (figura 5.16) mostra que houve reforço de intensidade na posição das barras.

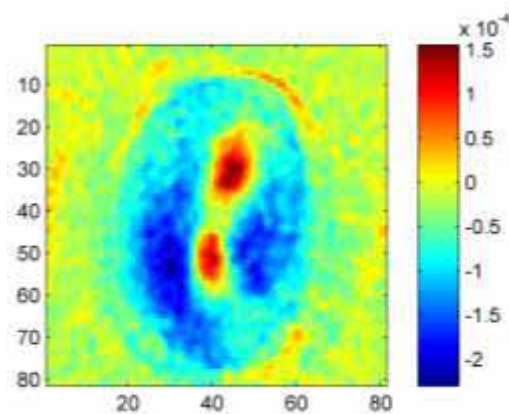


Figura 5.16: Diferença de intensidade entre as imagens de um *fantoma* de duas barras produzida pelo canal central do sistema BAC-37 quando a compensação de campo foi ativada.

Do resultado da figura 5.4 é possível notar que a resolução e a sensibilidade dos sensores do sistema BAC-37 são maiores que os sistemas BAC-13, o que permite adquirir imagens de mais alta qualidade. Um dos efeitos desta melhor qualidade é o aumento na precisão da localização dos objetos na imagem. Utilizando ainda a imagem da figura 5.15.b, é possível estimar a distância de centro a centro das barras em 4,9 cm, o que leva a um erro de 2% em relação ao valor real (5,0 cm), contra 18% de erro nas imagens do gradiômetro do sistema BAC-13.

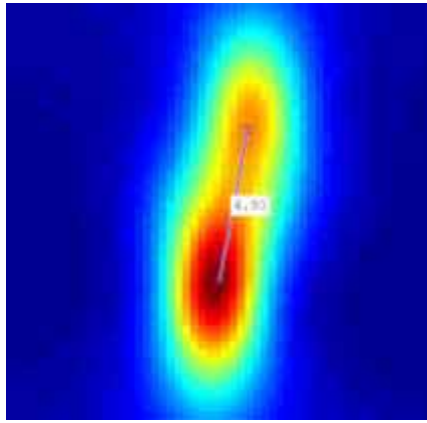


Figura 5.17: Zoom na parte central da imagem da figura 5.15.b para estimar a distância entre as barras. Neste caso, a distância entre as barras foi estimada em 4,9 cm.

Outros *fantomas* foram testados para reconstrução tomográfica utilizando os recursos de BAC-37 com resultados similares àqueles apresentados anteriormente, ou seja, as imagens produzidas com o novo sistema permitia reconstruir com melhores resolução e definição de borda, especialmente quando havia compensação de campo. Para ilustrar esta última afirmação, a figura abaixo reapresenta as imagens da figura 5.11 (BAC-13) para comparação com as imagens reconstruídas do sistema BAC-37.

Nesta figura fica nítida o aumento de resolução quando o gradiômetro do sistema BAC-37 é utilizado (figuras 5.18.c e 5.18.d). Além disso, como as distâncias fonte-sensor não ultrapassavam 6 cm, a sensibilidade deste sensor também foi maior, produzindo imagens com amplitude até 50% maior, conforme é possível verificar pela barra de cores ao lado de cada imagem.

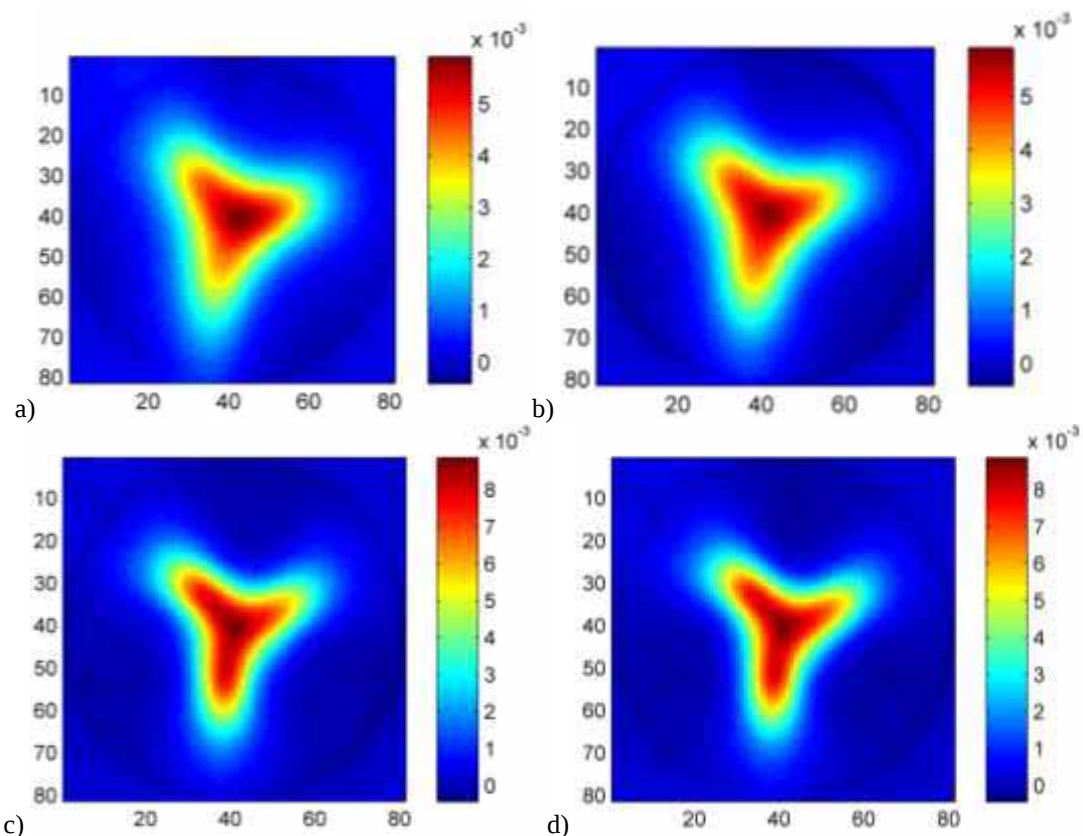


Figura 5.18: Imagens da reconstrução de fantoma com três barras utilizando o canal central dos sistemas a) BAC-13 sem compensação, b) BAC-13 com compensação, c) BAC-37 sem compensação e d) BAC-37 com compensação de campo de excitação.

5.6 Reconstrução com múltiplos sensores

Nesta seção são apresentados os resultados da reconstrução de *fantomas* de duas e três barras a partir de três canais dos sistemas BAC-13 e BAC-37. Nas imagens das figuras 5.19 e 5.20 as reconstruções foram produzidas utilizando o valor médio dos canais.

Com os resultados da figura 5.19 é possível perceber que a adoção deste protocolo com múltiplos sensores promoveu, de maneira geral, a redução do nível de ruído das imagens, apesar de manter a mesma intensidade das imagens com aquisição a partir do canal central do sistema. Outra característica importante do uso destes múltiplos sensores é que, dada a diferença na posição de cada gradiômetro em relação às bobinas excitadoras, suas respostas variam espacialmente e, utilizando média entre sensores, foi possível reduzir a contribuição deste efeito sobre a imagem final.

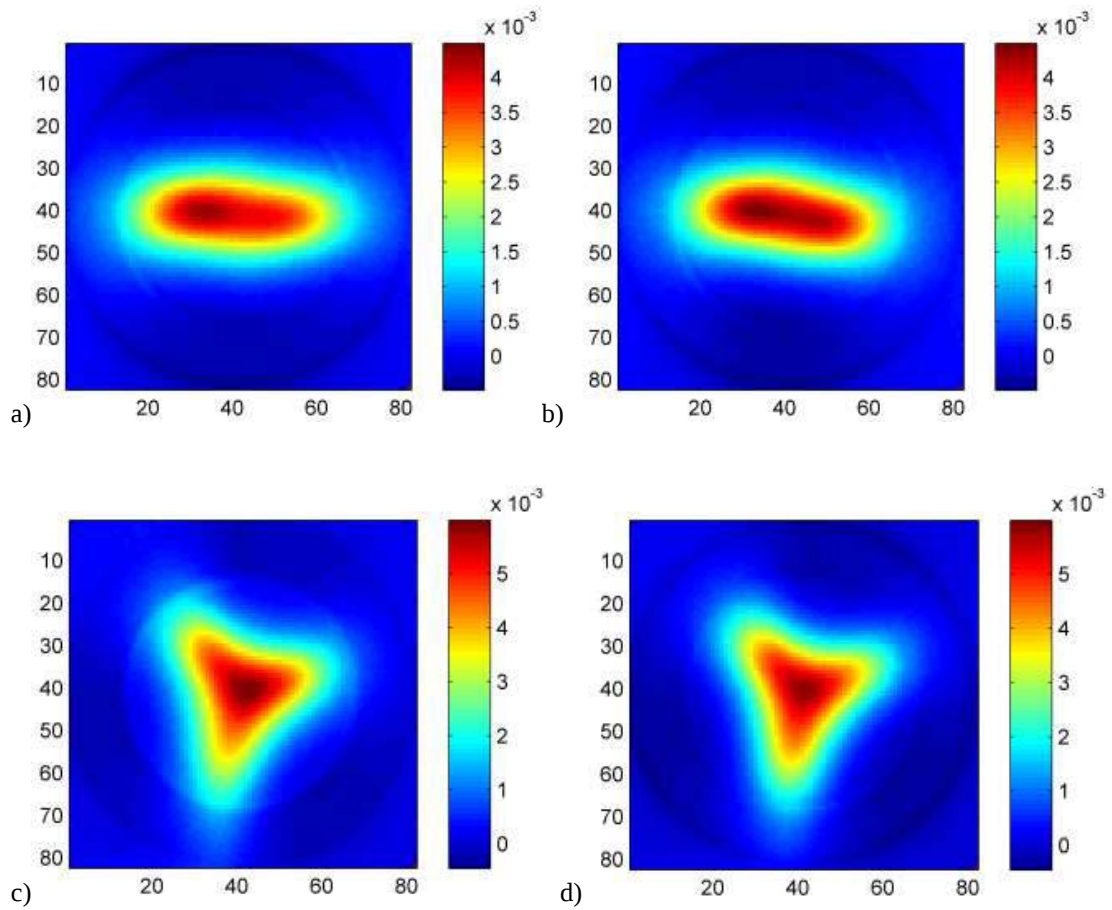


Figura 5.19: Reconstrução de simuladores de duas e três barras a partir de três sensores do sistema BAC-13 em linha. a) duas barras; b) duas barras com compensação; c) três barras; d) três barras com compensação de campo.

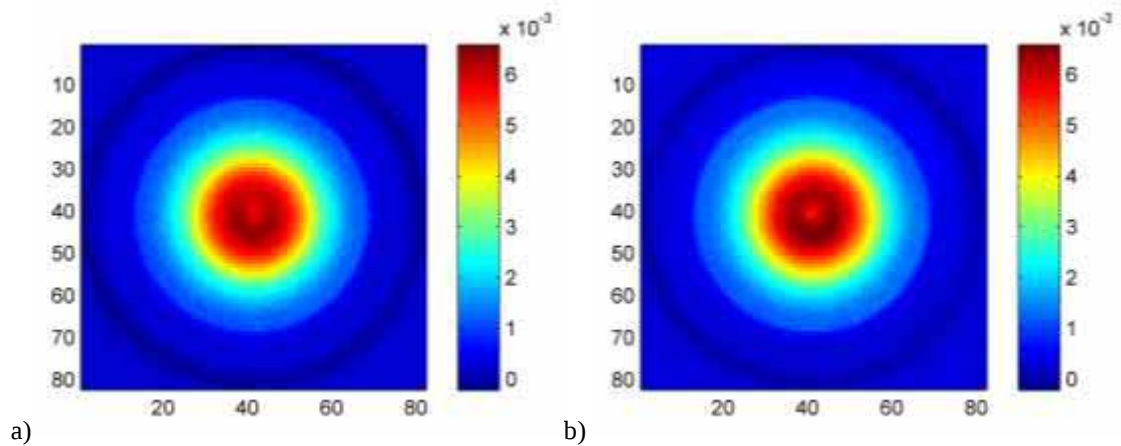


Figura 5.20: Reconstrução de um *fantoma* cilíndrico maciço a) usando somente uma linha de sensores do sistema de BAC-13 e b) utilizando compensação de campo.

No caso específico do objeto maciço (figura anterior), que possui mais material magnético distribuído por um volume maior que os simuladores de barras, a aquisição com múltiplos canais apresentou menor valor máximo que a imagem com único sensor, porém, com maior uniformidade.

Exibindo ambas imagens em escalas diferentes (figura 5.21) são identificadas duas áreas de grande intensidade (vermelho escuro) onde estaria concentrado o traçador ferromagnético é possível estimar seu diâmetro em 2,4 cm (erro percentual de 40%) e 3,7 cm (erro percentual de 7,5%) usando um e três gradiômetros, respectivamente.

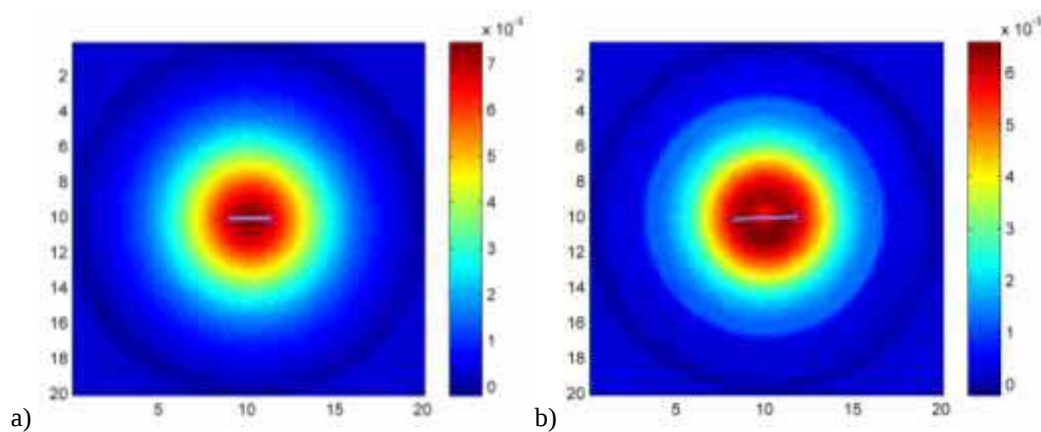


Figura 5.21: Reconstruções de um *fantoma* maciço utilizando a) o canal central e b) três canais em linha. As linhas indicam a posição de medida do diâmetro do objeto.

Quando o mesmo teste foi realizado no sistema BAC-37, os resultados mantiveram o mesmo comportamento da aquisição com o canal central (figuras 5.15 e 5.18), ou seja, as imagens não tinham resolução suficiente para resolver as barras de cada objeto, mas as áreas de alta intensidade identificavam a posição das mesmas (figura 5.22).

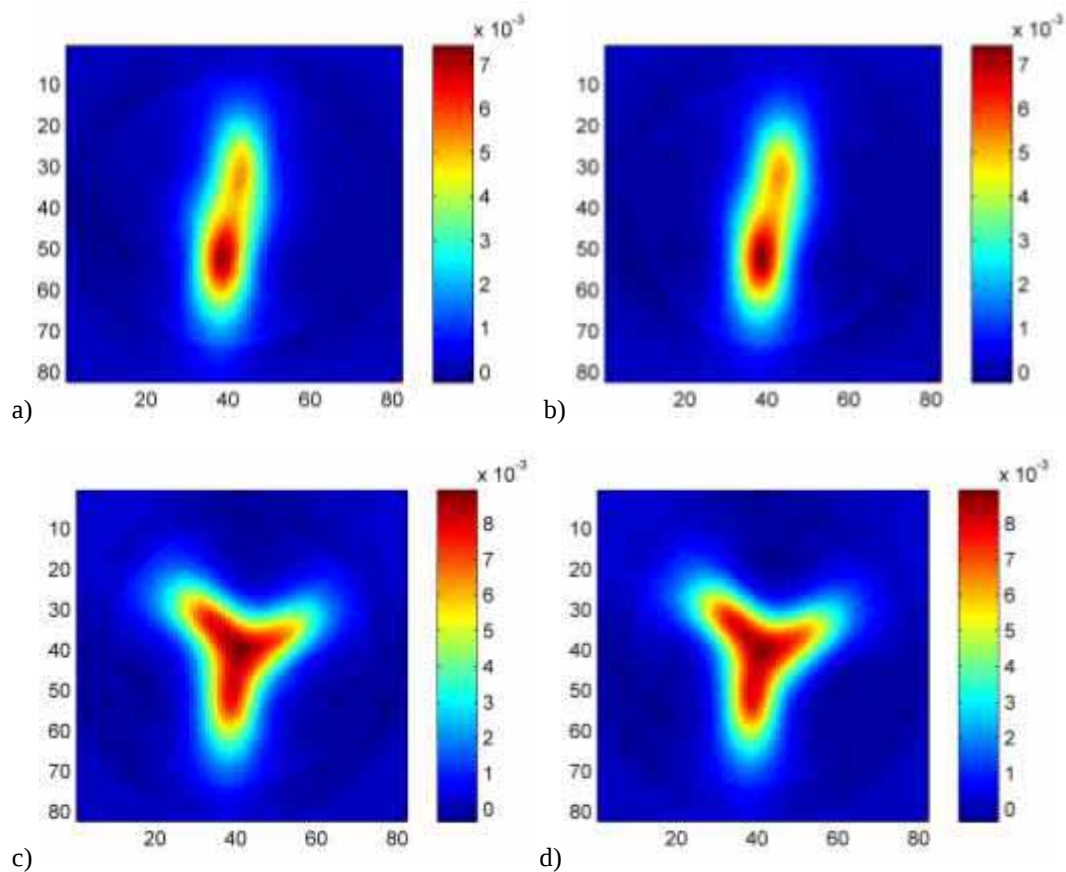


Figura 5.22: Reconstrução de simuladores de duas e três barras a partir de três sensores do sistema BAC-37 em linha. a) duas barras; b) duas barras com compensação; c) três barras; d) três barras com compensação de campo.

Todavia, quando eram combinadas as aquisições com múltiplos canais e compensação de campo, o nível das imagens produzidas foi muito superior àquele utilizando somente o canal central do sistema, com melhor definição das bordas de baixa intensidade (tons esverdeados nas imagens da figura 5.23) e também maior resolução, uma vez que as estruturas de alta intensidade, que concentravam o traçador magnético, estavam mais bem representadas.

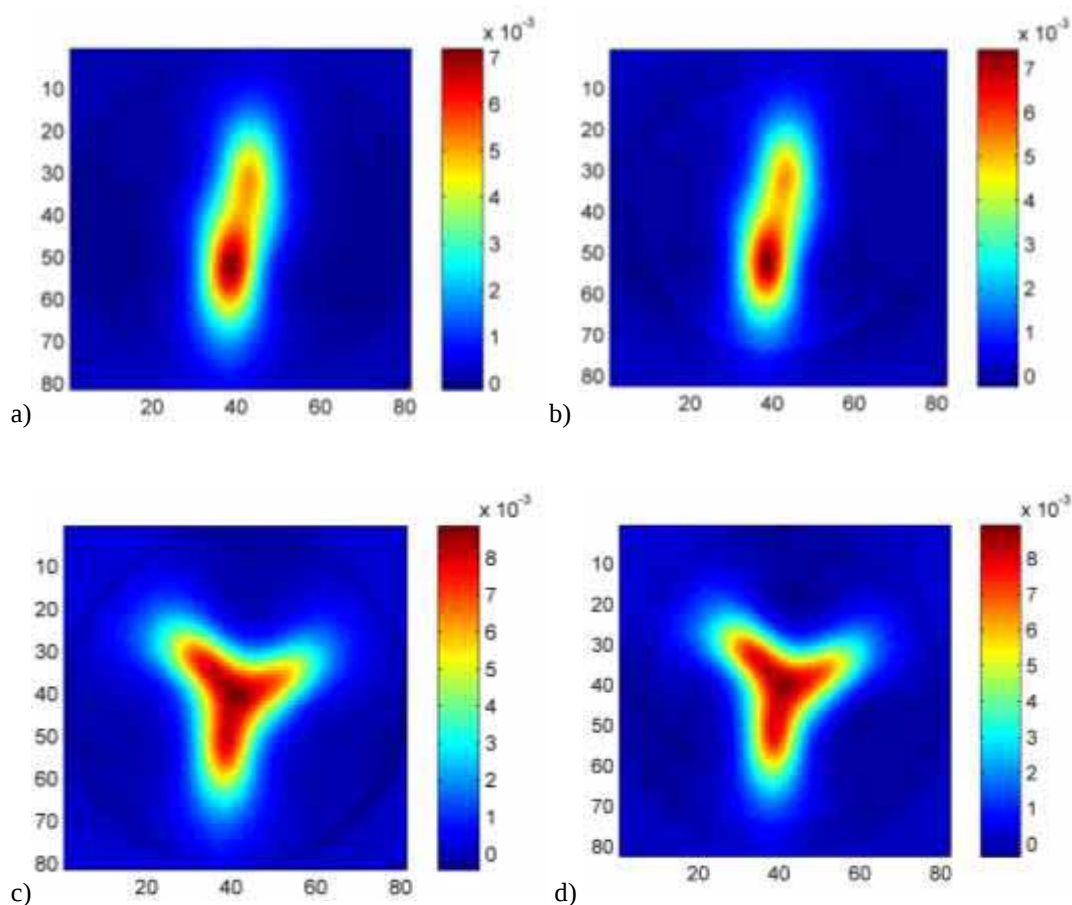


Figura 5.23: Imagens de *fantomas* mostrando a importância da aquisição multicanal e compensação de campo. a) imagem do simulador de duas barras somente com canal central do sistema BAC-37, b) duas barras com múltiplos sensores do sistema BAC-37 e compensação de campo, c) imagem do simulador de três barras reconstruído a partir do canal central do sistema BAC-37 e d) a partir de múltiplos sensores utilizando compensação de campo.

Utilizando aquisição multicanal com dois sensores do sistema BAC-13 para aumentar a amostragem dos sinais, foi possível aumentar a resolução das imagens, determinando com maior precisão a geometria e a distribuição das fontes (figura abaixo).

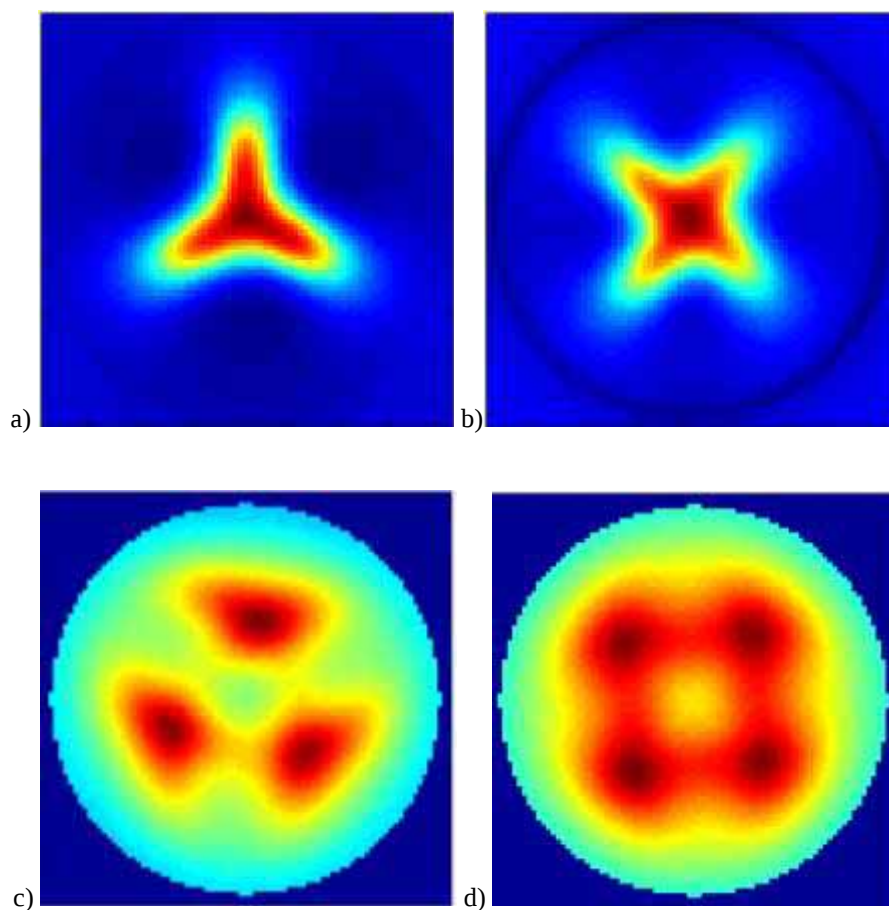


Figura 5.24: Reconstrução de imagens de *fantomas* com três e quatro barras (a e b, respectivamente) a partir do canal central do sistema BAC-13 comparada à reconstrução destes objetos a partir de dois canais deste sistema para três (c) e quatro barras (d).

Quando estes protocolos de aquisição com maior resolução foram aplicados aos simuladores maciço e casca cilíndrica no sistema BAC-13, percebeu-se que seria possível resolver somente o simulador cuja superfície concentrasse ferrita (figura 5.25.a) mas não um objeto maciço (figura 5.25.b), uma vez que o centro do objeto não é representado ou representado com baixa intensidade, como ocorreu na imagem da figura 5.21.b, quando o simulador maciço foi reconstruído utilizando três gradiômetros em linha.

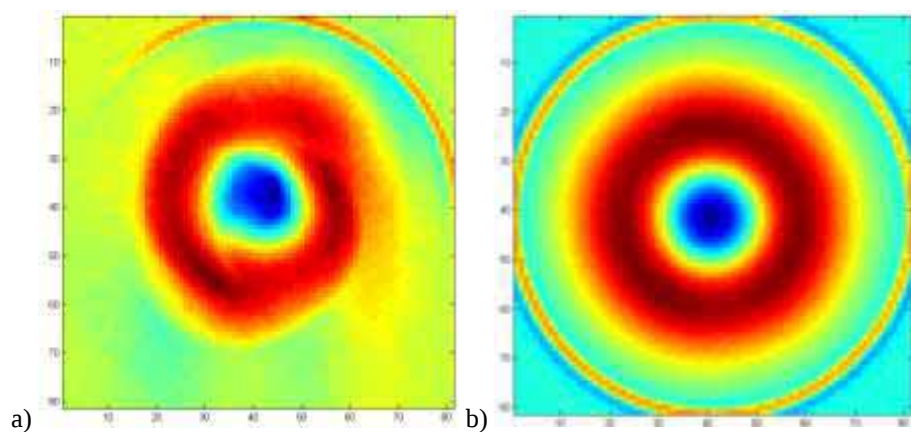


Figura 5.25: Reconstrução de objetos simuladores no sistema BAC-13 com aquisição multicanal. a) imagem de uma casca cilíndrica; b) imagem de um cilindro maciço.

Nestes casos a grande concentração de material ferromagnético concatena as linhas de campo na superfície do objeto e não permite a excitação de toda a amostra. O mesmo efeito de concatenação de campo ocorre quando foram introduzidas no simulador maciço uma ou duas barras com maior concentração de ferrita (figura 5.26.a e 5.26.b, respectivamente).

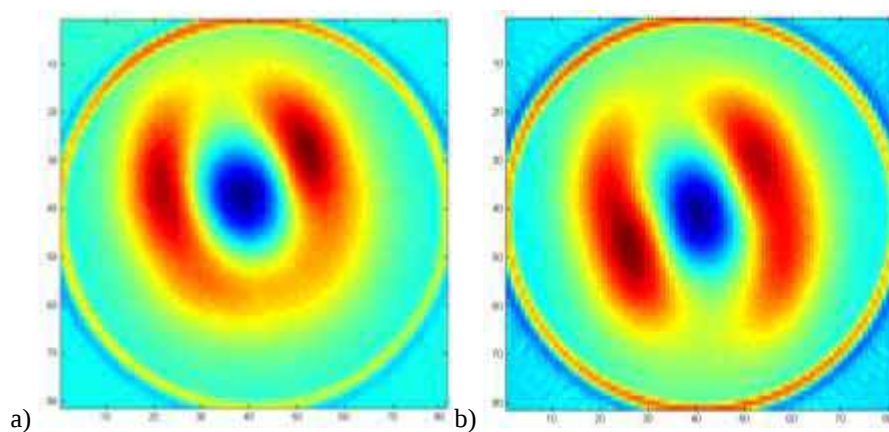


Figura 5.26: Reconstrução de um objeto maciço no qual foram introduzidas a) uma barra e b) duas barras com maior concentração de material ferromagnético.

Uma solução para diminuir este efeito é aumentar a intensidade do campo de excitação o que, por sua vez, aumenta a densidade de linhas de campo incidindo sobre a amostra (diminuindo o efeito de “blindagem magnética”) e permite excitar estruturas mais profundas. Quando a tensão de excitação foi elevada de 70,0mV para 80,0mV (aumento de 14%) no sistema BAC-13, foi possível reconstruir a imagem da figura 5.27.b que, desprezando artefatos de reconstrução, é uma representação fidedigna do objeto simulador.

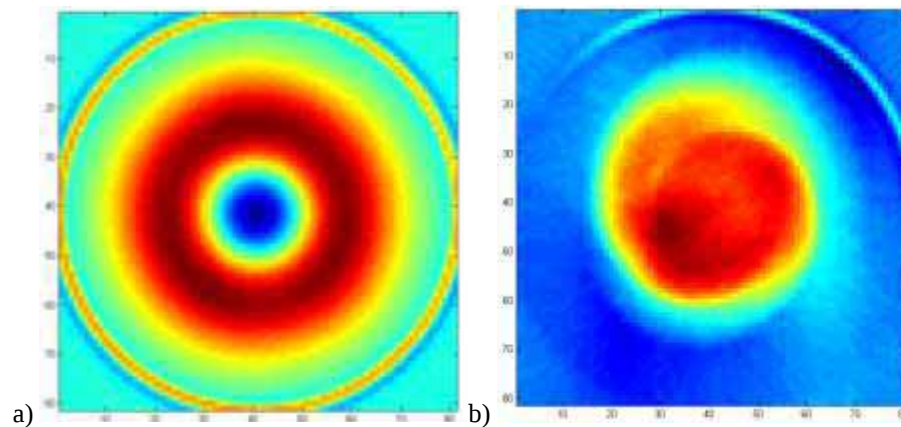


Figura 5.27: Reconstrução de um cilindro maciço no sistema BAC-13 trabalhando com excitação de a) 70 mV e b) 80 mV. Com maior intensidade de campo foi possível resolver melhor o objeto.

6 Conclusão

"Science is always wrong. It never solves a problem without creating 10 more." (George Bernard Shaw)

A Biosusceptometria de Corrente Alternada (BAC) pode ser utilizada para produzir imagens tomográficas de uma dada distribuição de material magnético, apesar de ainda estar limitada pelo tempo de aquisição (horas) e pela resolução espacial característica de cada sistema. Neste sentido, aquisições multicanaís podem ser consideradas para aumentar a amostragem, reduzindo ruído ou aumentando a resolução espacial.

Entre os gradiômetros avaliados neste trabalho (canais centrais dos sistemas BAC), imagens de mais alta qualidade para pequeno campo de visão foram produzidas quando o canal central do sistema BAC-37 foi utilizado. Este resultado se manteve quando foram avaliadas aquisições multicanaís e compensação de campo as quais, combinadas, produziram os melhores resultados.

No que diz respeito à compensação de campo, ela foi crucial para a qualidade das imagens em todos os experimentos por aumentar a sensibilidade dos sistemas BAC. É necessário, no entanto, realizar estudos de otimização deste recurso (diâmetro da bobina, tensão de excitação, número de espiras, diâmetro do fio e distância em relação à BAC), uma vez que campos de excitação mais intensos e uniformes aumentam o sinal de resposta da amostra e permitem a reconstrução de imagens mais fidedignas ao objeto de estudo, mas também podem levar a condições de saturação do amplificador *lock-in* ou impedir que os gradiômetros trabalhem em escalas menores, comprometendo a precisão das leituras.

Para resolver o problema do tempo de aquisição e aumentar a sensibilidade da instrumentação, novos arranjos de detectores podem ser utilizados como, por exemplo, sistemas com gradiômetros distribuídos ao longo de anéis os quais, operando com um multiplexador, eliminariam a necessidade de translação para coletar as informações de projeção. Outra possibilidade é construir um sistema com múltiplos anéis de detecção, os quais permitiriam aquisição de vários cortes tomográficos em baixo tempo de aquisição, ideal para aplicação na fisiologia de pequenos animais.

Outro aspecto que também deve ser abordado em projetos futuros é a eletrônica de detecção da BAC, uma vez que diversas alternativas aos amplificadores *lock-in* podem ser utilizadas para reduzir as dimensões do sistema, facilitar aquisição dos sinais com multiplexação ou ainda para reduzir o custo dessa instrumentação, como emprego de true RMS, somadores vetoriais, amplificadores de pico, entre outros. As imagens deste trabalho foram reconstruídas utilizando somente o método de retroprojeções filtradas, que é amplamente utilizado em tomografia computadorizada (raios X) e tomografia de emissão de fóton único (SPECT), que são sistemas lineares. No caso das imagens de BAC, que é um sistema não-linear, ocorreram alguns artefatos e a imagem final não reproduzia com exatidão o formato dos objetos simuladores. Para melhorar a qualidade das imagens, métodos de reconstrução baseados nos problemas magnéticos direto e/ou inverso podem ser considerados, uma vez que estes métodos incorporam também informações físicas da amostra e, portanto, produzem melhores imagens.

Este trabalho apresentou importantes resultados para a caracterização da tomografia por biosusceptometria AC (tBAC) e, embora tenha focado somente em reconstrução de fantasmas, criou perspectivas para novos estudos envolvendo outros arranjos tomográficos, novos métodos de reconstrução, estudos de problemas direto e inverso e também aplicações em pequenos animais e farmacotecnia.

7 Referências Bibliográficas

AGOSTINHO, M. R. **Otimização e aperfeiçoamento de BAC para estudos envolvendo o trato gastrointestinal**, 2011. Botucatu - SP: Dissertação (Mestrado) Instituto de Biociências de Botucatu - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho.” Disponível em: <http://www.ibb.unesp.br/posgrad/teses/farmacologia_me_2011_marcelo_agostinho.pdf>. .

AGOSTINHO, M. R.; FONSECA, P. R.; STELZER, M.; MIRANDA, J. R. A. Improving AC Biosusceptometry systems for image generation. *Anais do XXXII Encontro Nacional de Física da Matéria Condensada. Anais...*, 2009. Águas de Lindóia - SP.

AMÉRICO, M. F.; OLIVEIRA, R. B.; ROMEIRO, F. G.; et al. Scintigraphic validation of AC Biosusceptometry to study the gastric motor activity and the intragastric distribution of food in humans. **Neurogastroenterol. motil.**, v. 19, n. 10, p. 804–11, 2007. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17883432>>. Acesso em: 15/1/2013.

ANDRADE LIMA, E.; BRUNO, A. C. Experimental verification of a spatial deconvolution procedure for planar gradiometer configurations. **Physica C: Superconductivity**, v. 368, n. 1-4, p. 100–104, 2002. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0921453401011479>>. Acesso em: 7/11/2013.

ANDRADE, M. A. **Desenvolvimento de um plugin java para reconstrução tomográfica em SPECT**, 2007. Porto Alegre - RS: Dissertação (Mestrado) Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/10923/3167>>. .

ANDREIS, U.; AMÉRICO, M. F.; CORÁ, L. A.; et al. Gastric motility evaluated by electrogastrography and alternating current biosusceptometry in dogs. **Physiol. Meas.**, v. 29, n. 9, p. 1023–31, 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18698113>>. Acesso em: 15/1/2013.

ANDREIS, U.; CORÁ, L. A.; AMÉRICO, M. F.; et al. Effect of erythromycin on motility and gastric emptying in dogs, by AC Biosusceptometry. **Int. Congr. Ser.**, v. 1300, p. 307–310, 2007. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0531513107001665>>. Acesso em: 15/1/2013.

ANDREWS, H. C. **Digital Image Restoration**. Prentice Hall, 1977.

BAFFA, O.; CORÁ, L. A.; AMÉRICO, M. F.; et al. Magnetic images of pharmaceutical dosage forms in the human gastrointestinal tract. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. **Anais...** p.7254–7257, 2005.

BAULE, G.; MCFEE, R. Detection of the magnetic field of the heart. **Am. Heart J.**, v. 66, n. 1, p. 95–96, 1963. Mosby.

BAUMGARTEN, D.; LIEHR, M.; WIEKHORST, F.; et al. Magnetic nanoparticle imaging by means of minimum norm estimates from remanence measurements. **Med. Biol. Eng. Comput.**, v. 46, n. 12, p. 1177–85, 2008. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/s11517-008-0404-1>>. Acesso em: 16/7/2013.

BRAUER, H.; HAUEISEN, J.; ZIOLKOWSKI, M. Evaluation of Magnetic Field Tomography Inverse Problem Solutions Using Physical Phantoms. Proceedings of the 51st International Scientific Colloquium - Technische Universität Ilmenau. **Anais...** p.1 –21, 2006. Disponível em: <<http://www.db-thueringen.de/servlets/DocumentServlet?id=12391>>. .

BRISINDA, D.; MELONI, A.; FENICI, R. First 36-Channel Magnetocardiographic Study of CAD Patients in an Unshielded Laboratory for Interventional and Intensive Cardiac Care. In: I. Magnin; J. Montagnat; P. Clarysse; J. Nenonen; T. Katila (Eds.); **Functional Imaging and Modeling of the Heart SE - 13**. v. 2674,

p.122–131, 2003. Springer Berlin Heidelberg. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/3-540-44883-7_13>. .

BROWN, B. H.; BARBER, D. C. Electrical impedance tomography. **SIAM review**, 1993.

BRUNO, A. C.; ESPY, M. A. Design of a SQUID array as a discrete spatial filter. **Supercond. Sci. Technol.**, v. 17, n. 7, p. 908–915, 2004. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0953-2048/17/i=7/a=014>>. Acesso em: 5/11/2013.

BRUNO, A. C.; RIBEIRO, P. C. Spatial deconvolution algorithm for superconducting planar gradiometer arrays. **IEEE Trans. Magn.**, v. 25, n. 2, p. 1219–1222, 1989. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=92515>>. Acesso em: 15/1/2013.

BRUYANT, P. P. Analytic and iterative reconstruction algorithms in SPECT. **J. Nucl. Med.**, v. 43, n. 10, p. 1343–58, 2002. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12368373>>. .

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT, E. M.; BOONE, J. M. **The Essential Physics of Medical Imaging**. 2 ed ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.

CAEIROS, J. M. S.; MARTINS, R. C. An Optimized Forward Problem Solver for the Complete Characterization of the Electromagnetic Properties of Biological Tissues in Magnetic Induction Tomography. **IEEE Trans. Magn.**, v. 48, n. 12, p. 4707–4712, 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6203589>>. .

CARNEIRO, A. A. O.; BAFFA, O. Susceptometric measurement of liver in vivo using an AC homogenous magnetizing field. 12TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMAGNETISM. **Anais...** p.223–223, 2000.

CARNEIRO, A. A. O.; BAFFA, O.; FERNANDES, J. P.; ZAGO, M. A. Theoretical evaluation of the susceptometric measurement of iron in human liver by four different susceptometers. **Physiol. Meas.**, v. 23, n. 4, p. 683, 2002. IOP Publishing.

CARNEIRO, A. A. O.; FERNANDES, J. P.; DE ARAUJO, D. B.; et al. Liver iron concentration evaluated by two magnetic methods: magnetic resonance imaging and magnetic susceptometry. **Magn Reson Med**, v. 54, n. 1, p. 122–8, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15968652>>. Acesso em: 6/11/2013.

CARNEIRO, A. A. O.; FERNANDES, J. P.; VILELA, G. R.; et al. Preliminary Liver Iron Evaluation Using an AC Superconducting Magnetic Susceptometer. 13th International Conference On Biomagnetism2. **Anais...** p.1060–1062, 2002.

CARNEIRO, A. A. O.; FERNANDES, J. P.; ZAGO, M. A.; et al. An alternating current superconductor susceptometric system to evaluate liver iron overload. **Rev. Sci. Instrum.**, v. 74, n. 6, p. 3098–3103, 2003. AIP.

CARNEIRO, A. A. O.; FERREIRA, A.; MORAES, E. R.; et al. Biomagnetismo: Aspectos Instrumentais e Aplicações. **Rev. Bras. Ens. Fis.**, v. 22, n. 3, p. 324–338, 2000. Disponível em: <http://www.sbfisica.org.br/rbef/pdf/v22_324>. Acesso em: 29/10/2013.

CARNEIRO, A. A.; VILELA, G. R.; FERNANDES, J. B.; et al. In vivo tissue characterization using magnetic techniques. **Neurol Clin Neurophysiol**, v. 2004, p. 85, 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16012653>>. .

CHUBACI, F. A. N. F. **Desenvolvimento de um Sistema Susceptométrico Multi Sensor para Aquisição de Imagens Magnéticas**, 2003. Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

COHEN, D.; EDELSACK, E. A.; ZIMMERMAN, J. E. Magnetocardiograms taken inside a shielded room with a superconducting point contact magnetometer. **Appl Phys Lett**, v. 16, n. 7, p. 278–280, 1970. AIP.

CORÁ, L. A.; ANDREIS, U.; ROMEIRO, F. G.; et al. Magnetic images of the disintegration process of tablets in the human stomach by ac biosusceptometry. **Phys Med Biol**, v. 50, n. 23, p. 5523–34, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16306649>>. Acesso em: 10/1/2013.

CORÁ, L. A.; ROMEIRO, F. G.; AMÉRICO, M. F.; et al. Gastrointestinal transit and disintegration of enteric coated magnetic tablets assessed by ac biosusceptometry. **Eur. J. Pharm. Sci.**, v. 27, n. 1, p. 1–8, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16188432>>. Acesso em: 15/1/2013.

CORÁ, L. A.; ROMEIRO, F. G.; PAIXÃO, F. C.; et al. Enteric coated magnetic HPMC capsules evaluated in human gastrointestinal tract by AC biosusceptometry. **Pharm Res**, v. 23, n. 8, p. 1809–16, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16858651>>. Acesso em: 15/1/2013.

CORÁ, L. A.; FONSECA, P. R.; AMÉRICO, M. F.; et al. Influence of compression forces on tablets disintegration by AC Biosusceptometry. **Eur J Pharm Biopharm**, v. 69, n. 1, p. 372–9, 2008. Disponível em: <<http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-41549096786&partnerID=40&md5=5504426beb261765e493029a825d6b53>>. Acesso em: 15/1/2013.

CORÁ, L. A.; FONSECA, P. R.; STELZER, M.; et al. Magnetic multiparticulate colonic delivery systems evaluated by AC Biosusceptometry. **Int. Congr. Ser.**, v. 1300, p. 303–306, 2007. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0531513107000817>>..

CORÁ, L. A.; ROMEIRO, F. G.; STELZER, M.; et al. AC biosusceptometry in the study of drug delivery. **Advanced Drug Deliv Rev**, v. 57, n. 8, p. 1223–41, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15935871>>. Acesso em: 15/1/2013.

DALLAS, W. J. An overview of biomagnetic imaging. In: A. F. Gmitro; P. S. Idell; I. J. LaHaie (Eds.); Proceedings of SPIE vol 1351. **Anais...** v. 1351, p.354–363, 1990. International Society for Optics and Photonics. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1117/12.23648>>. Acesso em: 16/7/2013.

DALLAS, W. J.; SCHLITT, H. A.; KULLMANN, W.; SMITH, W. E. Biomagnetic Imaging: A Point Spread Description. , p. 80–85, 1988. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1117/12.968618>>..

DÖSSEL, O.; DAVID, B.; FUCHS, M.; et al. A 31-channel squid system for biomagnetic imaging. **Appl Supercond**, v. 1, n. 10–12, p. 1813–1825, 1993. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0964180793903305>>..

DURAN, J. E. R. **Biofísica: Conceitos e Aplicações**. 2. ed ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2011.

FARIDANI, A. Mathematical problems in computed tomography. Proceedings of the 1999 Mathematical Geophysics Summerschool held at Stanford University. **Anais...** p.1–53, 1999. Standford: Stanford University. Disponível em: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.30.1157&rep=rep1&type=pdf>>..

FARIDANI, A. Introduction to the mathematics of computed tomography. **Inside Out: Inverse Problems and Applications**. v. 47, p.1–46, 2003. Cambridge University Press. Disponível em: <<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.63.6948&rep=rep1&type=pdf>>..

FLYNN, E. R.; BRYANT, H. C. A biomagnetic system for in vivo cancer imaging. **Phys Med Biol**, v. 50, n. 6, p. 1273, 2005. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0031-9155/50/i=6/a=016>>..

FONSECA, P. R.; MATOS, R. V. R.; FLAUZINO, H. F.; STELZER, M.; MIRANDA, J. R. A. Imaging regular phantoms through ACB Tomography. Proceedings of the 18th International Conference on Medical Physics. **Anais...** p.225, 2011. Porto Alegre - RS: Associação Brasileira de Física Médica. Disponível em: <http://www.abfm.org.br/rbfm/publicado/RBFM_digital.pdf>..

GALLEN, C. C.; TECOMA, E.; IRAGUI, V.; et al. Magnetic Source Imaging of Abnormal Low-Frequency Magnetic Activity in Presurgical Evaluations of Epilepsy. **Epilepsia**, v. 38, n. 4, p. 452–460, 1997. Wiley Online Library.

- GENÇER, N. G.; TEK, M. N. Electrical conductivity imaging via contactless measurements. **IEEE Trans Med Imag**, v. 18, n. 7, p. 617 – 627, 1999.
- GOLDMAN, L. W. Principles of CT and CT technology. **J. Nucl. Med. Technol.**, v. 35, n. 3, p. 115–28, 2007. Soc Nuclear Med. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17823453>>. Acesso em: 31/10/2013.
- GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. **Processamento Digital De Imagens**. 3 ed. ed. Pearson Education, 2011.
- GRANATA, C.; VETTOLIERE, A.; ROMBETTO, S.; NAPPI, C.; RUSSO, M. Performances of compact integrated superconducting magnetometers for biomagnetic imaging. **Journal of Applied Physics**, v. 104, n. 7, p. 073905, 2008. Disponível em: <<http://link.aip.org/link/JAPIAU/v104/i7/p073905/s1&Agg=doi>>. Acesso em: 17/11/2013.
- GRIFFITHS, H. Magnetic induction tomography. **Meas. Sci. Technol.**, v. 12, n. 8, p. 1126–1131, 2001. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0957-0233/12/i=8/a=319?key=crossref.4a2af786c9f50ec65519fc8dcea5a39e>>. .
- HÄMÄLÄINEN, M. S. Magnetoencephalography: A tool for functional brain imaging. **Brain Topography**, v. 5, n. 2, p. 95–102, 1992. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/BF01129036>>. Acesso em: 17/11/2013.
- HANEISHI, H.; OHYAMA, N.; SEKIHARA, K. Discussion of Biomagnetic Imaging System and Reconstruction Algorithm. In: S. Williamson; M. Hoke; G. Stroink; M. Kotani (Eds.); **Advances in Biomagnetism**. p.575–578, 1990. Springer US. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4613-0581-1_126>. .
- HART, G. Biomagnetometry: imaging the heart's magnetic field. **British heart journal**, v. 65, n. 2, p. 61, 1991. BMJ Group.
- HAUER, K.-H.; POTTHAST, R.; WANNERT, M. Algorithms for magnetic tomography—on the role of a priori knowledge and constraints. **Inverse Problems**, v. 24, n. 4, p. 045008, 2008. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0266-5611/24/i=4/a=045008?key=crossref.70d37b90408b9821ea948a0b1dac47f2>>. Acesso em: 15/1/2013.
- JENKS, W. G.; SADEGHI, S. S. H.; WIKSWO JR, J. P. SQUIDS for nondestructive evaluation. **Journal of Physics D: Applied Physics**, v. 30, n. 3, p. 293, 1997. IOP Publishing.
- KE, L.; LIN, X.; DU, Q. Back-Projection Reconstruction Algorithm for Magnetic Induction Tomography Based on Magnetic Field Lines Distribution. **2012 Sixth International Conference on Electromagnetic Field Problems and Applications**, , n. 3, p. 1–4, 2012. Ieee. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6310298>>. .
- KOTRE, C. J. EIT image reconstruction using sensitivity weighted filtered backprojection. **Physiol. Meas.**, v. 15 Suppl 2, p. A125–36, 1994. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21978040>>. .
- KTISTIS, C.; ARMITAGE, D. W.; PEYTON, A J. Calculation of the forward problem for absolute image reconstruction in MIT. **Physiol. Meas.**, v. 29, n. 6, p. S455–64, 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18544837>>. Acesso em: 15/1/2013.
- KULLMANN, W. H.; JANDT, K. D.; REHM, K.; et al. A Linear Estimation Approach to Biomagnetic Imaging. In: S. Williamson; M. Hoke; G. Stroink; M. Kotani (Eds.); **Advances in Biomagnetism SE - 125**. p.571–574, 1990. Springer US. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/978-1-4613-0581-1_125>. .
- VAN LAERE, K.; KOOLE, M.; LEMAHIEU, I.; DIERCKX, R. Image filtering in single-photon emission computed tomography: principles and applications. **Computerized Medical Imaging and Graphics**, v. 25, n. 2, p. 127–133, 2001. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S089561110000063X>>. Acesso em: 12/11/2013.

- LILEY, D. Image Reconstruction from Projections. ,2013. Disponível em: <<http://opax.swin.edu.au/~dliley/lectures/het408/backproj.pdf>>. .
- LYRA, M.; PLOUSSI, A. Filtering in SPECT Image Reconstruction. **International journal of biomedical imaging**, v. 2011, p. 693795, 2011. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3132528&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 7/11/2013.
- MATOS, R. V. R.; PROSPERO, A. G.; FONSECA, P. R.; MIRANDA, J. R. A. Desempenho de sistemas BAC de 13 e 37 canais para imagens tomográficas. Anais do XVIII Congresso Brasileiro de Física Médica. **Anais...**, 2013. São Pedro - SP: Associação Brasileira de Física Médica.
- MERWA, R.; HOLLAUS, K.; BRUNNER, P.; SCHARFETTER, H. Solution of the inverse problem of magnetic induction tomography (MIT). **Physiol. Meas.**, v. 26, n. 2, p. S241–50, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15798237>>. Acesso em: 15/1/2013.
- MERWA, R.; SCHARFETTER, H. Magnetic induction tomography: evaluation of the point spread function and analysis of resolution and image distortion. **Physiol. Meas.**, v. 28, n. 7, p. S313–24, 2007. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17664646>>. Acesso em: 15/1/2013.
- MIRANDA, J. R. A.; CORÁ, L. A.; AMÉRICO, M. F.; ROMEIRO, F. G. AC biosusceptometry technique to evaluate the gastrointestinal transit of pellets under influence of prandial state. **Journal of Pharmaceutical Sciences**, v. 99, n. 1, p. 317 – 324, 2010. Disponível em: <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jps.21794/full>>. Acesso em: 21/1/2013.
- MIRANDA, J. R. DE A.; BAFFA, O.; OLIVEIRA, R. B.; MATSUDA, N. M. M. An AC biosusceptometer to study gastric emptying. **Medical physics**, v. 19, n. 2, p. 445 – 448, 1992.
- MIRANDA, J. R.; OLIVEIRA, R. B.; SOUSA, P. L.; BRAGA, F. J.; BAFFA, O. A novel biomagnetic method to study gastric antral contractions. **Phys Med Biol**, v. 42, n. 9, p. 1791–9, 1997. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9308084>>. .
- MORAES, R.; CORÁ, L. A.; AMÉRICO, M. F.; et al. Measurement of gastric contraction activity in dogs by means of AC biosusceptometry. **Physiol. Meas.**, v. 24, n. 2, p. 337–45, 2003. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12812419>>. .
- MOREIRA, M.; MURTA, L. O.; BAFFA, O. Imaging ferromagnetic tracers with an ac biosusceptometer. **Rev. Sci. Instrum.**, v. 71, n. 6, p. 2532 – 2538, 2000.
- MOSHAGE, W.; ACHENBACH, S.; WEIKL, A.; et al. Progress in Biomagnetic Imaging of Heart Arrhythmias. In: A. L. Baert; F. H. W. Heuck (Eds.); **Frontiers in European Radiology**. v. 8, p.1–19, 1991. Springer Berlin Heidelberg. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-76099-0_1>. .
- NETZ, J.; FORNER, E.; HAAGEMANN, S. Contactless impedance measurement by magnetic induction-a possible method for investigation of brain impedance. **Physiol. Meas.**, v. 14, n. 4, p. 463–71, 1993. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8274970>>. .
- OH, S.; RAMON, C.; MARKS, R. J.; NELSON, A. C.; MEYER, M. G. Resolution enhancement of biomagnetic images using the method of alternating protections. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 40, n. 4, p. 323–328, 1993. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=222324>. Acesso em: 16/7/2013.
- OLIVEIRA, R. B. Evaluation of a biomagnetic technique for measurement of oro-caecal transit time. **Eur. J. Gastroenterol. Hepatol**, v. 8, p. 491–495, 1996.
- PALKA, R.; GRATKOWSKI, S.; STAWICKI, K.; BANIUKIEWICZ, P. The forward and inverse problems in magnetic induction tomography of low conductivity structures. **Engineering Computations**, v. 26, n. 8, p. 897–910, 2009. Disponível em: <<http://www.emeraldinsight.com/10.1108/02644400910996826>>. Acesso em: 25/7/2013.

PHAM, M. H.; PEYTON, A. J. A Model for the Forward Problem in Magnetic Induction Tomography Using Boundary Integral Equations. **IEEE Trans. Magn.**, v. 44, n. 10, p. 2262–2267, 2008. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4629401>>. .

PIZZELLA, V.; PENNA, S. DELLA; GRATTA, C. DEL; ROMANI, G. L. SQUID systems for biomagnetic imaging. **Supercond. Sci. Technol.**, v. 14, n. 7, p. R79–R114, 2001. IOP Publishing. Disponível em: <http://biomagnet.uni-muenster.de/PDF_library/005320.pdf>. Acesso em: 6/11/2013.

RAMON, C.; MEYER, M. G.; NELSON, A. C.; SPELMAN, F. A.; LAMPING, J. Simulation studies of biomagnetic computed tomography. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 40, n. 4, p. 317–22, 1993. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8375867>>. .

RIBEIRO, E. P. Eduardo parente ribeiro tomografia de susceptibilidade magnética com magnetômetro supercondutor squid. ,1996.

ROMANI, G. L.; WILLIAMSON, S. J.; KAUFMAN, L. Biomagnetic instrumentation. **Rev. Sci. Instrum.**, v. 53, n. 12, p. 1815–1845, 1982. AIP.

ROMEIRO, F. G.; CORÁ, L. A; DE ANDREIS, U.; et al. A novel biomagnetic approach to study caecocolonic motility in humans. **Neurogastroenterol. motil.**, v. 18, n. 12, p. 1078–83, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17109691>>. Acesso em: 15/1/2013.

ROSELL-FERRER, J.; MERWA, R.; BRUNNER, P.; SCHARFETTER, H. A multifrequency magnetic induction tomography system using planar gradiometers: data collection and calibration. **Physiol. Meas.**, v. 27, n. 5, p. S271–80, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16636418>>. Acesso em: 21/12/2012.

ROTH, B.; SEPULVEDA, N. G.; WIKSWO, J. P. Using a magnetometer to image a two-dimensional current distribution. **Journal of applied physics**, v. 65, n. 1, p. 361 – 372, 1989. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=5084300>. Acesso em: 16/7/2013.

SCHARFETTER, H.; HOLLAUS, K.; ROSELL-FERRER, J.; MERWA, R. Single-step 3-d image reconstruction in magnetic induction tomography: theoretical limits of spatial resolution and contrast to noise ratio. **Annals of biomedical engineering**, v. 34, n. 11, p. 1786–98, 2006. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1705502&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>>. Acesso em: 2/1/2013.

SCHARFETTER, H.; MERWA, R.; PILZ, K. A new type of gradiometer for the receiving circuit of magnetic induction tomography (MIT). **Physiol. Meas.**, v. 26, n. 2, p. S307–18, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15798243>>. Acesso em: 15/1/2013.

SCHITTENHELM, R. Biomagnetic imaging. **Digitale Bilddiagnostik**, v. 10, n. 3-4, p. 76, 1990.

SEPULVEDA, N. G.; THOMAS, I. M.; WIKSWO, J. P. Magnetic susceptibility tomography for three-dimensional imaging of diamagnetic and paramagnetic objects. **IEEE Trans. Magn.**, v. 30, n. 6, p. 5062–5069, 1994. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=334296>. Acesso em: 18/11/2013.

SOLEIMANI, M.; LIONHEART, W. R. B. Absolute conductivity reconstruction in magnetic induction tomography using a nonlinear method. **IEEE Trans Med Imag**, v. 25, n. 12, p. 1521–30, 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17167989>>. .

SOLEIMANI, M.; LIONHEART, W. R. B.; PEYTON, A. J.; MA, X. Image Reconstruction in 3D Magnetic Induction Tomography Using a FEM Forward Model. Proceedings of 3rd World Congress on Industrial Process Tomography. **Anais...** p.252–255, 2003. Banff, Canada.

SOLEIMANI, M.; VAUHKONEN, M.; YANG, W.; et al. Dynamic imaging in electrical capacitance tomography and electromagnetic induction tomography using a Kalman filter. **Meas. Sci. Technol.**, v. 18, n. 11, p. 3287–3294, 2007. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0957-0233/18/i=11/a=004?key=crossref.eb14f2881f3551971a8cf35e6ffbee74>>. Acesso em: 15/1/2013.

STELZER, M. **Biosusceptometria de Corrente Alternada: Tomografia, Validação e Avaliação da Motilidade Fúndica Gástrica**, 2011. Botucatu - SP: Tese (Doutorado) Instituto de Biociências de Botucatu - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho.” Disponível em: <http://www.ibb.unesp.br/posgrad/teses/bga_do_2011_murilo_stelzer.pdf>. Acesso em: 4/11/2013.

STERNICKEL, K.; BRAGINSKI, A. I. Biomagnetism using SQUIDS: status and perspectives. **Supercond. Sci. Technol.**, v. 19, n. 3, p. S160–S171, 2006. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0953-2048/19/i=3/a=024>>. Acesso em: 6/11/2013.

TRAHMS, L.; ERNÉ, S. N.; TRONTELJ, Z.; CURIO, G.; AUST, P. Biomagnetic functional localization of a peripheral nerve in man. **Biophysical Journal**, v. 55, n. 6, p. 1145–1153, 1989. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000634958982911X>>. .

WANG, C.; LIU, R.; FU, F.; et al. Image reconstruction for Magnetic Induction Tomography and Preliminary simulations on a simple head model. Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. **Anais...** v. 2007, p.4406–9, 2007. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18002981>>. .

WIKSWO, J. P. Applications of SQUID Magnetometers to Biomagnetism and Nondestructive Evaluation. In: H. Weinstock (Ed.); **Applications of Superconductivity SE - 3**. v. 365, p.139–228, 2000. Springer Netherlands. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1007/978-94-017-0752-7_3>. .

WILLIAMSON, S. J.; KAUFMAN, L. Biomagnetism. **Journal of Magnetism and Magnetic Materials**, v. 22, n. 2, p. 129–201, 1981. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0304885381900780>>. .

YANG, W. Q.; PENG, L. Image reconstruction algorithms for electrical capacitance tomography. **Meas. Sci. Technol.**, v. 14, n. 1, p. R1–R13, 2003. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0957-0233/14/i=1/a=201?key=crossref.e886869c891a6dff2cb6041cbd6ea86>>. .

ZAKARIA, Z.; MANSOR, M. S. B.; RAHIM, R. A.; et al. Magnetic Induction Tomography: Receiver Circuit and Its Design Criteria. **Jurnal Teknologi**, v. 64, n. 5, p. 83–87, 2013.

ZOLGHARNI, M. **Magnetic Induction Tomography for Imaging Cerebral Stroke Tese (Doutorado)**, 2010. Swansea: Tese (Doutorado) Swansea University. Disponível em: <URL>. .

ZOLGHARNI, M.; LEDGER, P. D.; ARMITAGE, D. W.; HOLDER, D. S.; GRIFFITHS, H. Imaging cerebral haemorrhage with magnetic induction tomography: numerical modelling. **Physiol. Meas.**, v. 30, n. 6, p. S187–200, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19491437>>. Acesso em: 15/1/2013.