



**unesp**

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



PG-BGA

# **TOMOGRAFIA POR BIOSUSCEPTOMETRIA DE CORRENTE ALTERNADA (TBAC): NOVAS INSTRUMENTAÇÕES E CARACTERIZAÇÕES**

**RONALDO VITOR REIS MATOS**

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

*José Ricardo de Arruda Miranda*  
ORIENTADOR

**BOTUCATU – SP**

**2015**



**unesp**

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



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

"Julio de Mesquita Filho"

INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS DE BOTUCATU

**TOMOGRAFIA POR BIOSUSCEPTOMETRIA DE  
CORRENTE ALTERNADA (TBAC): NOVAS  
INSTRUMENTAÇÕES E CARACTERIZAÇÕES**

**RONALDO VITOR REIS MATOS**

**JOSÉ RICARDO DE ARRUDA MIRANDA**

**Orientador**

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

*José Ricardo de Arruda Miranda*  
**ORIENTADOR**

**BOTUCATU – SP**

**2015**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.  
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE-CRB 8/5651

Matos, Ronaldo Vitor Reis.

Tomografia por biosusceptometria de corrente alternada (tbac) : novas instrumentações e caracterizações / Ronaldo Vitor Reis Matos. - Botucatu, 2015

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Instituto de Biociências de Botucatu

Orientador: José Ricardo de Arruda Miranda  
Capes: 20903006

1. Tomografia. 2. Biosusceptometria de Corrente Alternada. 3. Instrumentos e aparelhos médicos. 4. Processamento de imagens. 5. Instrumentos e aparelhos médicos.

Palavras-chave: Biosusceptometria AC; Instrumentação médica; Processamento de imagens; Tomografia.

## **Agradecimentos**

Primeiramente agradeço a minha família, meus pais Sônia Maria Reis Matos e Ronaldo Ximenes Matos, por todo o apoio que me deram durante toda minha vida e todos os sacrifícios que passaram para que eu chegasse aqui, as minhas irmãs Rafaela Maria Reis Matos, Thais Maria Reis Matos e meu primo Bruno Lima Matos.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda por ter acolhido e me incentivado neste projeto, por servir como exemplo de pessoa e profissional e por todas as broncas.

A minha namorada Thamara Aparecida S Coelho e sua família por ter me ajudado durante dois anos sendo minha segunda família.

A Família Pinto, Gontijo e Silvania que mesmo não sendo parente de sangue me acolheram como se fosse.

Aos colegas com que morei, Alexandre Velo, Caio Cesar Quini, Dany Bruno B. dos S. Grossklaus e Rafael Bottaro Gelaleti, pela convivência.

Aos colegas de laboratório principalmente Paulo Roberto da Fonseca Filho, André G. Próspero pela grande ajuda com este projeto e Uilian Andreis pela ótima pessoa que ele é e por todos os conselhos que me deu.

E o apoio financeiro da Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), que durante o período de minha formação foi de extrema importância para o desenvolvimento científico do projeto em questão tanto para a ajuda de manutenção mensal como ajuda para a divulgação dos projetos desenvolvidos em congressos e encontros, tanto nacionais como internacionais.

## Sumário

Agradecimentos .....	1
Sumário.....	3
Índice de Figuras.....	1
Resumo .....	1
Abstract.....	1
1. Introdução .....	1
2- Objetivos .....	3
3- Materiais e Métodos .....	3
3.1 Biosusceptometria de Corrente Alternada.....	3
3.2 Sistema Monocanal.....	4
3.3 Sistemas BAC multisensores.....	5
3.3.1 Sistema BAC com 7 sensores (BAC Planar 1).....	5
3.3.2 Sistema BAC com 13 sensores (BAC Planar 2).....	5
3.3.3 Sistema BAC com 37 sensores (BAC Planar 3).....	6
3.3.4 Sistema BAC circular.....	7
3.4 Fantomas.....	8
3.5 Teste de Caracterização para os sistemas BAC Planar 3 e BAC Circular.....	9
3.5.1 Teste de resolução espacial para o sistema BAC Planar 3.....	9
3.5.2 Testes de caracterização BAC circular.....	9
3.6 Geração de imagens e Protocolos de Medida.....	11
3.6.1 Protocolo de Medidas Para Formação de Imagens .....	11
3.6.2 Geração de imagens Sistema BAC Planar 1 .....	11
3.6.3 Geração de imagens Sistema BAC Planar 2 .....	12
3.6.4 Geração de imagens tomográficas para os Sistemas BAC.....	12
3.7 Desempenho dos sistemas BAC .....	14
3.7.1 Desempenho do sistema BAC Planar 3 para imagens tomográficas.....	14
3.7.2 Desempenho do sensor BAC circular para imagens tomográficas.....	15
4- Resultados e discussão .....	16
4.1 Instrumentação (BAC Planar 3 e BAC Circular) .....	16

4.1.1 Sistema BAC Planar 3 .....	16
4.1.1 Sistema BAC Planar Circular .....	20
4.2 Aquisição de Dados e Caracterização dos Sistemas BAC.....	22
4.2.1 Resolução Espacial e Sensibilidade Sistema BAC Planar 3 .....	22
4.2.2 Resolução Espacial e Sensibilidade Sistema circular.....	27
4.3 Formação de Imagens .....	30
4.3.1 Desempenho dos sensores BAC Planar 3 para formação de imagens tomográficas .....	30
4.3.2 Desempenho dos sensores BAC Circular para formação de imagens tomográficas .....	35
5- Conclusão .....	37
6- Referências Bibliográficas.....	38

## Índice de Figuras

Figura 1: 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. ....	4
Figura 2: Sistema BAC Planar 1 com sete pares de bobinas detectoras (representados em rosa) e um par de bobinas excitadoras (representado em amarelo). ....	5
Figura 3: Esquema representativo do sistema BAC Planar 2 com a bobina de compensação de campo magnético, em que a amostra é posicionada entre a bobina de compensação e o sistema de BAC Planar 2. ....	6
Figura 4: Esquema representativo do sistema BAC Planar 3. ....	7
Figura 5: a) Representação esquemática do sistema circular proposto para a realização de imagens tomográficas pelo sistema BAC Circular b) Ilustração da disposição dos sensores do sistema BAC Circular. ....	7
Figura 6: Representação esquemática dos fantasmas utilizados para testar o desempenho dos sensores de BAC em aquisições tomográficas com a) uma barra, b) duas barras e c) três barras. ....	9
Figura 7: Experimento para medida da resolução espacial dos sistemas de BAC. A foto ilustra uma aquisição da PSF de um sistema de BAC P1. ....	9
Figura 8: Arranjo experimental para o teste de decaimento da intensidade variando a distância para o sistema BAC circular. ....	10
Figura 9: Representação esquemática do processo de obtenção de imagens planares monocanal utilizando a varredura do sistema BAC. ....	12
Figura 10: Representação esquemática de formação de imagens planares multicanais pelo sistema BAC. ....	12
Figura 11: Representação esquemática para a formação de imagens para o sistema de tomográfica por BAC. ....	13
Figura 12: Formação de imagens tomográficas a partir da transformada de Radon pelo sistema BAC. ....	14
Figura 13: Experimento para a coleta de dados em um sistema de BAC Planar 3. ....	15
Figura 14: Arranjo experimental para a formação de imagens tomográficas para o sistema BAC circular. ....	16
Figura 15: Desenho técnico conjunto do sistema BAC planar 3. ....	17

Figura 16: Desenho técnico para o suporte das bobinas excitadoras do sistema BAC Planar 3.....	18
Figura 17: Desenho técnico da bobina detectora do sistema BAC Planar 3.....	19
Figura 18: Desenho técnico conjunto do sistema BAC Circular.....	20
Figura 19: Desenho técnico para o suporte das bobinas excitadoras do sistema BAC Circular (Mascara).....	21
Figura 20: Desenho técnico da bobina detectora do sistema BAC Circular.....	22
Figura 21: PSFs dos sistemas BAC Planar 2 (esquerda) e BAC Planar 3 (direita). ....	23
Figura 22: Gráfico da relação Intensidade de sinal versus quantidade de ferrita e seu respectiva $R^2$ para a imagem de diferentes <i>fantomas</i> barra. ....	24
Figura 23: Gráfico da relação Intensidade de sinal versus Quantidade de ferrita e seu respectiva $R^2$ para a passagem de diferentes <i>fantomas</i> barra. ....	25
Figura 24: Plot da linha central da imagem gerada a partir do fantoma duas barras sem a utilização da bobina de compensação de campo magnético.....	26
Figura 25: Plot da linha central da imagem gerada a partir do fantoma duas barras com a utilização da bobina de compensação de campo magnético.....	27
Figura 26: Quantificação da sensibilidade para cada sensor variando a distância. ....	28
Figura 27: Influência gerada pela ativação do canal 1 em todos os sensores do sistema circular.....	28
Figura 28: Perfil de sensibilidade de cada sensor para a excitação do canal um e a aproximação do <i>fantoma</i> comprimido.....	29
Figura 29: Curva de decaimento de intensidade com a variação da distância para os canais 1 e 8. ....	30
Figura 30: Perfil do sinograma para o sistema BAC P2 para um objeto simulador de três barras.....	31
Figura 31: Reconstrução do objeto simulador de duas barras para o sistema de a) treze canais Sem a compensação de campo magnético b) trinta e sete canais sem a compensação de campo magnético.....	32
Figura 32: Reconstrução do objeto simulador de duas barras para o sistema de trinta e sete canais a) sem a compensação de campo magnético b) com a compensação de campo magnético. ....	32
Figura 33: Imagens da reconstrução de fantoma com três barras utilizando o canal central dos sistemas a) BAC P1 com compensação de campo magnético. b) BAC P2 com compensação de campo magnético. ....	33



Figura 34: Reconstrução do sistema BAC Planar 3 para o <i>fantoma</i> 3 barras utilizando a reconstrução multicanal. ....	33
Figura 35: <i>Zoom</i> na parte central da imagem da figura 21(b) para estimar a distância entre as barras. Neste caso, a distância entre as barras foi estimada em 5.075 cm. ....	34
Figura 36: Diferença de intensidade entre as imagens de um <i>fantoma</i> de duas barras produzida pelo canal central do sistema BAC P2 quando a compensação de campo foi ativada. ....	35
Figura 37: a) Sinograma gerado a partir do <i>fantoma</i> de barra. b) Interpolação do sinograma de barra.....	36
Figura 38: Imagem reconstruída pelo sistema TBAC circular para o fantoma de barra por retroprojeção filtrada: a) sem interpolação; b) com interpolação. ....	36
Figura 39: a) Imagem reconstruída a partir do sinograma interpolado gerado para o fantoma de barra pelo sistema BAC circular b) Imagem da segunda interpolação sinograma para o fantoma de barra pelo sistema BAC circular.....	37

## Resumo

Nos últimos anos tem-se buscado o desenvolvimento de técnicas que sejam livres de radiação ionizante, como as técnicas biomagnéticas. Destas, destaca-se a biosusceptometria de corrente alternada (BAC), que é uma técnica bastante simples, baixo custo e versátil que possui grande aplicação em pesquisas relacionadas ao trato gastrintestinal humano e recentemente foi aprimorada para que pudesse gerar imagens de marcadores ferromagnéticos tanto *in vitro* quanto *in vivo*, a partir disso foi proposta uma nova instrumentação para a realização de imagens tomográficas denominado de Tomografia por Biosusceptometria de Corrente Alternada (TBAC). Este projeto propõe o desenvolvimento de novas instrumentações e caracterizações computacionais de recursos que possibilitem a aplicação da BAC para produzir imagens tomográficas de *fantomas in vitro*. Para tanto, foi construído novos sistemas de aquisição de imagens com amostras e sensores girantes e aplicação de algoritmo de reconstrução (método de retroprojeção filtrada) para obter imagens tomográficas de diferentes *fantomas* por biosusceptometria de corrente alternada. Para os sistemas planares houve avanços na sensibilidade ou intensidade de sinal de 50 % e em resolução espacial passou de 7,4 cm para 5,7 cm, já que, foi alterado o raio de detecção e excitação em relação a outro sistema já utilizado anteriormente. Quando comparamos os sistemas planares ao novo sistema circular o ganho em relação a resolução temporal foi significativo, passando de 3 horas para 2 minutos o que nos proporcionará futuras medidas *in vivo*, apesar deste ganho devido ao modo de aquisição dos sinais outros problemas foram encontrados como novos métodos de processamento dos sinais, assim como novos algoritmos de reconstrução.

## **Abstract**

In recent years researchers have tried to develop techniques that are free of ionizing radiation, such as biomagnetic techniques. Of these, there is the AC biosusceptometry (BAC), which is a very simple technique, low cost and versatile which has wide application in research related to the human gastrointestinal tract and recently has been enhanced so that it could generate ferromagnetic markers pictures both in vitro and in vivo, as it was proposed a new instrumentation for the acquisition of tomographic images referred to as Alternating Current Biosusceptometry Tomography (ACBT). This project proposes the development of new instrumentation and computational resources characterizations that allow the application of BAC to produce tomographic images of phantoms in vitro. To that end, we built new image acquisition systems with samples and rotating sensors and reconstruction algorithm application (filtered back projection method) to obtain tomographic images of different phantoms by AC biosusceptometry. For planar systems there have been advances in sensitivity or 50% signal strength and spatial resolution increased from 7.4 cm to 5.7 cm, since the radius of detection and excitation has been changed from the other system previously used . Comparing the planar systems with new circular system the temporal resolution gain was significant, from 3 hours to 2 minutes which will give us future in vivo measurements, to join this gain due to the acquisition mode of the signals other problems were found as new signal processing methods as well as new reconstruction algorithms.

## 1. Introdução

O estudo de campos magnéticos nos organismos vivos, definido como biomagnetismo (DURAN, 2011), tem trazido importantes contribuições para diversas áreas, como biologia, fisiologia, medicina, psicologia e saúde ocupacional (WILLIAMSON; KAUFMAN, 1981). Historicamente, é possível considerar que a pesquisa em biomagnetismo surgiu entre as décadas de 1960 e 1970, quando foram publicados os primeiros trabalhos sobre a medida do campo magnético cardíaco (BAULE; MCFEE, 1963; COHEN; EDELSACK; ZIMMERMAN, 1970).

Na década seguinte, grande parte das pesquisas ainda continuariam concentradas em cardiologia e neurologia, registrando o campo magnético gerado por correntes iônicas durante eventos elétricos. Todavia, é importante notar que duas outras importantes propriedades poderiam ter sido exploradas: o campo remanescente produzido por agentes (ou contaminantes) magnéticos no interior do organismo e as alterações na susceptibilidade dos tecidos, que poderiam ser mensuradas pela aplicação de campo magnético externo (WILLIAMSON; KAUFMAN, 1981).

Dentre os principais sensores para registrar estas propriedades podem ser listados os SQUIDS (*Superconducting Quantum Interference Device* – dispositivo supercondutor de interferência quântica), magnetômetros de fluxo saturado (*Fluxgate*) e bobinas de indução (CARNEIRO et al., 2000; ROMANI; WILLIAMSON; KAUFMAN, 1982). Apesar de extremamente sensíveis (registram até  $10^{-15}$ T), os sensores SQUID possuem elevados custos de implantação (sala blindada magneticamente) e operacional (refrigeração a hélio líquido) enquanto que dispositivos tipo *fluxgate* e gradiômetros podem ser operados em temperatura ambiente e não requerem nenhum tipo de blindagem externa.

Os detectores podem ser arrajados na forma gradiométrica com maior vantagem em relação aos magnetômetros, por permitirem redução de ruído e cancelamento de campo local, além de serem de fácil construção e baixo custo. Este arranjo tem sido amplamente utilizado para desenvolver principalmente dois tipos de instrumentação: a tomografia de indução magnética (MIT – *Magnetic Induction Tomography*) (GRIFFITHS, 2001) e a Biosusceptometria de Corrente Alternada (BAC).

A BAC é uma instrumentação baseada em bobinas de indução arranjas gradimetricamente em primeira ordem que respondem à variação de fluxo magnético em sua vizinhança. Esta técnica foi utilizada na década de 1990 por Miranda e colaboradores para

avaliar a motilidade do trato gastrointestinal do homem (MIRANDA et al., 1997, 1992) e posteriormente passou a ser empregada para pesquisa em fisiologia, farmacologia (AMÉRICO et al., 2007; ANDREIS et al., 2007) e técnicas farmacêuticas (CORÁ; ROMEIRO; et al., 2005; CORÁ; et al., 2006; CORÁ et al., 2007a, 2008; CORÁ; ANDREIS; et al., 2008; MIRANDA et al., 2010).

Paralelamente, Moreira e colaboradores associaram um susceptômetro otimizado a uma mesa X-Y (CNC – *computer numerical control*) para coletar os sinais produzidos por objetos simuladores (*fantomas*), em diferentes pontos de um plano e em seguida produzir imagens (MOREIRA; MURTA; BAFFA, 2000). Embora este sistema 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 planares de BAC com sete (BAC planar 1), treze (BAC Planar 2) e trinta e sete (BAC Planar 3) canais (AGOSTINHO, 2011; CHUBACI, 2003; MATOS et al., 2013). Estes sistemas vêm sendo empregados para produzir imagens *in vitro* de formas farmacêuticas sólidas e *fantomas*, e *in vivo*, para avaliar a distribuição e trânsito de refeição magneticamente marcada no trato gastrointestinal humano e de pequenos animais.

Já a tomografia de indução magnética (MIT) tem sua origem numa combinação de aplicação industrial e médica, ou seja, no interesse de registrar propriedades passivas de materiais de forma não-invasiva e não destrutiva. As instrumentações desse tipo foram, inicialmente, desenvolvidas para avaliar tubulações e contaminantes no solo e, na área médica, produzir imagens seccionais do corpo humano (GRIFFITHS, 2001).

Historicamente, as primeiras abordagens para esse tipo de problema surgiram com a tomografia de impedância elétrica (EIT – *Electric Impedance Tomography*) e a tomografia de capacitância elétrica (ECT – *Electrical Capacitance Tomography*), as quais utilizavam um conjunto de eletrodos na superfície da região de interesse, onde a partir da passagem de correntes elétricas a impedância e capacitância eram registradas respectivamente (GRIFFITHS, 2001). Os resultados destas instrumentações foram bastante promissores, mas ainda estavam limitados na necessidade de conectar eletrodos no paciente. Este problema foi resolvido na década de 1990 com a introdução da MIT (GENÇER, TEK, 1999; GRIFFITHS, 2001; NETZ, FORNER, HAAGEMANN, 1993).

A MIT trabalha aplicando campo magnético alternado de alta frequência 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 tanto em simulações computacionais quanto em desenvolvimento de hardware, mas ainda não possuem aplicação biológica documentada (GENÇER, TEK, 1999; HAUER, POTTHAST, WANNERT, 2008; MERWA, SCHARFETTER, 2007; PHAM, PEYTON, 2008; ROSELL-FERRER et al., 2006; SCHARFETTER, MERWA; PILZ, 2005).

Por outro lado os sistemas BAC são amplamente utilizados e possui vasta documentação na literatura quanto à sua sensibilidade e versatilidade, especialmente para estudos do trato gastrintestinal. Aliando-se o conhecimento prévio de tomografia computadorizada, tomografia por indução magnética, foi possível desenvolver um instrumento de tomografia por susceptibilidade magnética que em um futuro próximo será capaz de realizar as primeiras imagens para sistemas biológicos, mas antes disso é necessário o estudo da caracterização do sistema ( resolução espacial, temporal e sensibilidade).

## **2- Objetivos**

Desenvolver e implementar novas instrumentações para a aquisição de imagens por biosusceptometria de corrente alternada (TBAC).

- Otimizar o sistema atual  $x$  e  $\theta$  para um sistema  $x$   $y$  e  $\theta$  tomográfico com sensores arrançados de tal forma que possibilite um menor tempo de aquisição dos sinais para futuras realizações de medidas *in vivo* com a amostra girante;
- Construir um novo sistema de tomografia por susceptometria de corrente alternada planar (TBAC) contendo 37 canais.
- Construir um novo sistema TBAC com os sensores circularmente dispostos (TBAC circular), e implementar novos algoritmos para a reconstrução das imagens e testes de caracterização.
- Implementar e aplicar algoritmos para a reconstruções de imagens tomográficas.

## **3- Materiais e Métodos**

### **3.1 Biosusceptometria de Corrente Alternada**

A Biosusceptometria de Corrente Alternada (BAC) tem seu princípio físico de funcionamento regido pela Lei de Indução de Faraday, onde utiliza um par de bobinas de

excitação e um par de bobinas para a detecção, coaxialmente arranjadas em configuração gradiométrica de primeira ordem para monitorar um dado material com elevada susceptibilidade magnética (CORÁ *et al*, 2005). Cada par de bobinas (excitação/detecção) pode ser considerado como um transformador simples de fluxo magnético com núcleo de ar, que permite a transferência de energia eletromagnética devido ao campo magnético gerado pela bobina de excitação sobre a bobina de detecção (Fig. 1). Assim, o par mais próximo do material magnético atua como medida e o mais distante, referência (MIRANDA *et al*, 1992).

As bobinas excitadoras induzem fluxos magnéticos iguais nas bobinas detectoras de modo que, na ausência de material magnético nas proximidades do sistema o sinal de saída seja minimizado (o mais próximo possível de zero). Ao aproximar uma massa magnética em uma das extremidades do sistema, ocorre um desbalanceamento no fluxo magnético dos gradiômetros que permite o monitoramento do material, a partir da diferença de potencial. Os sinais são obtidos por meio de amplificadores sensíveis à fase tipo “Lock-in”, digitalizadas (placa A/D) e armazenados em um computador para análise.

### 3.2 Sistema Monocanal

Podemos observar na Figura 1 No sistema BAC monocanal, onde cada sensor possui um par de bobinas detectoras e um par de bobina excitadora, representadas pelas cores verde e preto respectivamente.

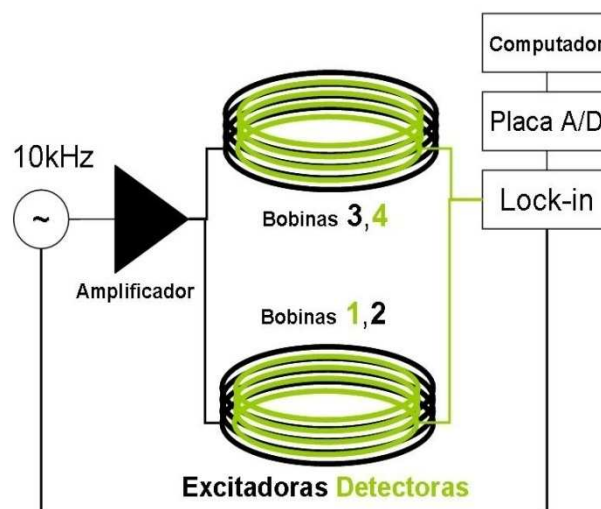


Figura 1: Esquema representativo de um susceptômetro BAC em que as bobinas do gradiômetro (detectoras) são representadas em verde e as bobinas excitadoras são representadas em preto.

### 3.3 Sistemas BAC multisensores.

Para possibilitar a coleta de dados em vários pontos simultaneamente e possibilitar a aquisição de imagens sem a varredura utilizada por Moreira (MOREIRA *et al.*, 2000), foram propostos sistemas de BAC com sete (CORÁ *et al.*, 2005) e treze canais (AGOSTINHO *et al.* 2011). Apesar dos avanços proporcionados pela implantação deste sistema ainda persistiam dificuldades quanto à sensibilidade do sistema quando a distância fonte-sensor era superior a 6,0 cm e em baixas concentrações de traçador magnético, descritos desde os primeiros trabalhos de biosusceptometria (MIRANDA *et al.*, 1992). Uma das alternativas para contornar o problema da sensibilidade foi o acréscimo de uma nova bobina (denominada bobina de compensação de campo magnético) para compensar a perda de excitação na amostra em função da distância, de modo que o *fantoma* fique contido entre o sistema de BAC e a bobina de compensação de campo magnético (AGOSTINHO *et al.* 2011).

#### 3.3.1 Sistema BAC com 7 sensores (BAC Planar 1)

O primeiro sistema BAC proposto com o objetivo de gerar imagem com aquisição simultânea de mais de um sensor é representado na Figura 2. Este sistema, desenvolvido por (Chubaci, 2003) possuía sete pares de bobinas detectoras coaxiais e coplanares a um par de bobinas excitadoras.

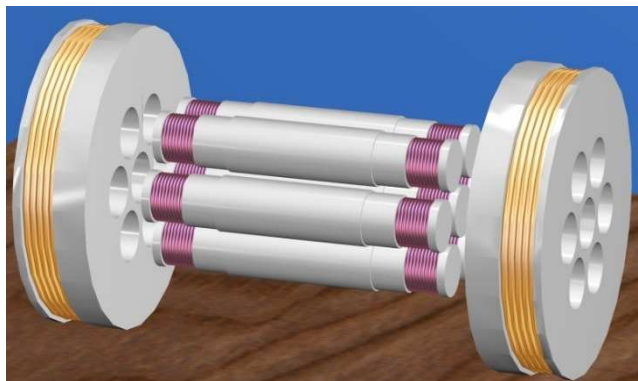


Figura 2: Sistema BAC Planar 1 com sete pares de bobinas detectoras (representados em rosa) e um par de bobinas excitadoras (representado em amarelo).

#### 3.3.2 Sistema BAC com 13 sensores (BAC Planar 2)



A medida que o sistema foi se aperfeiçoando, foram propostos novos arranjos com maior número de sensores. Estes sensores possuem variação nos raios, tanto nas bobinas detectoras quanto das excitadoras, permitindo o aumento da taxa de amostragem devido ao maior número de canais. A Figura 3 representa o sistema BAC com 13 canais e bobina de compensação de campo magnético (AGOSTINHO, 2011).



Figura 3: Esquema representativo do sistema BAC Planar 2 com a bobina de compensação de campo magnético, em que a amostra é posicionada entre a bobina de compensação e o sistema de BAC Planar 2.

### 3.3.3 Sistema BAC com 37 sensores (BAC Planar 3)

Buscando aprimorar os sistemas de imagem por BAC Planar, este projeto envolveu o desenvolvimento de um novo sistema para obter imagens com maior resolução espacial que seus predecessores (antes um sistema que possuía um diâmetro de 2,8 cm na bobina detectora e agora um sistema com diâmetro de 2,5 cm, (Figura 4). Tal sistema pode ser utilizado tanto para a aquisição de imagens tomográficas para a excitação de uma maneira clássica (com apenas duas bobinas de excitação) como para novos arranjos de excitação, no caso, utilizando a bobina de compensação de campo magnético ou ainda a utilização do sistema multi-canal que nos permite uma melhor resolução dos objetos simuladores (fantomas).

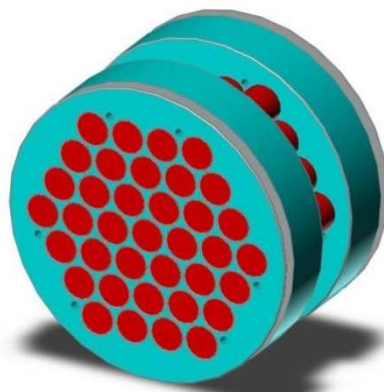


Figura 4: Esquema representativo do sistema BAC Planar 3.

### 3.3.4 Sistema BAC circular

Com o objetivo de diminuir o tempo de aquisição dos sinais, considerando que as linhas de campo oriundas de uma amostra podem ser coletadas em mais de um sensor simultaneamente, um sistema com detectores circularmente dispostos foi construído, num arranjo semelhante às tomografias de indução magnética (ZULKARNAT et al.2013). No sistema representado na Figura5, oito gradiômetros foram dispostos de forma circular com o ângulo de 45° graus entre si. Cada gradiômetro possui excitação e detecção independentes, podendo trabalhar com excitação/detecção ativas ou somente com a detecção, enquanto outro sensor estiver com o par excitação/detecção ativo. Este sistema assemelha-se com o sistema monocanal, já que, diferente dos planares onde existe apenas um par de bobina de excitação para múltiplas bobinas detectoras.

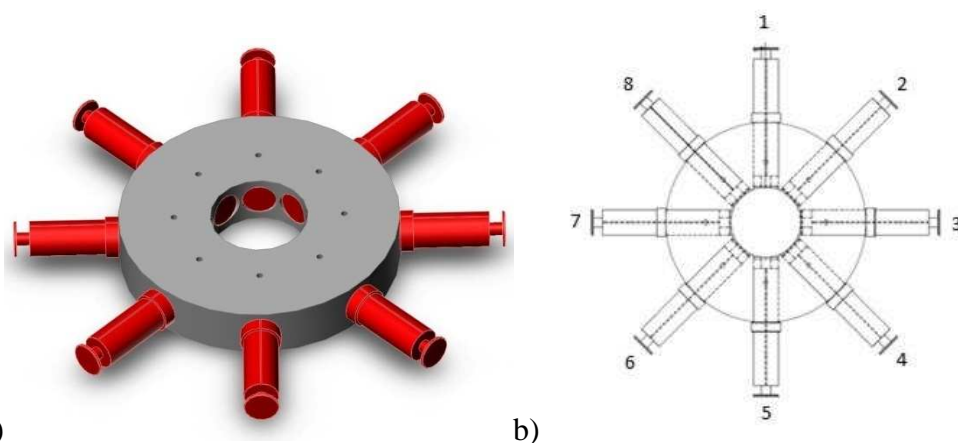


Figura 5: a) Representação esquemática do sistema circular proposto para a realização de imagens tomográficas pelo sistema BAC Circular b) Ilustração da disposição dos sensores do sistema BAC Circular.

Na Tabela 1 estão descritas as características de cada um dos sistemas BAC desenvolvidos anteriormente (BAC Planar 1 e BAC Planar 2) e dos sistemas BAC Planar 3 e BAC circular.

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

Características	BAC Planar 1	BAC Planar 2	BAC Planar 3	BAC circular	
Bobinas excitação	Diâmetro	14,0 cm	25,0 cm	20,0 cm	2,50 cm
	n.º voltas	400	210	250	280
Bobinas detecção	diâmetro	3,00 cm	2,8 cm	2,50 cm	2,00 cm
	n.º voltas	1240	2700	1600	560

### 3.4 Fantomas

Para a realização dos testes de caracterização e calibração do sistema (*in vitro*) foram confeccionados diferentes *fantomas*, i.e., objetos simuladores com geometria e quantidade de material marcador conhecidas. Dentre os principais *fantomas* construídos destacam-se:

- *Fantoma de barras*-consiste em um conjunto de barras (0,3 cm x 10 cm) homogeneamente preenchidas com marcador ferromagnético. É empregado em três arranjos: uma barra, duas barras, três barras dispostas em um triângulo equilátero. Diferentes separações entre as barras permitem avaliar a resolução espacial do sistema. Os *fantomas* de barras constituíam de barras cilíndricas de vidro com aproximadamente 10,0 cm de comprimento e diâmetro interno de 3,0 mm preenchidas com 1,80 g de ferrita em pó não compactada (Figura 6).
- *Fantoma pontual* - consiste em uma pequena quantidade de traçador ferromagnético 0.045g de ferrita disposto em uma base de acrílico???? ('é isso?).
- *Fantoma comprimido* -consiste em um comprimido de 1,00 g de traçador ferromagnético.

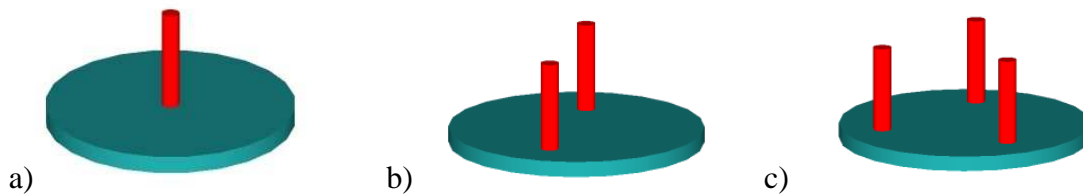


Figura 6: Representação esquemática dos fantasmas utilizados para testar o desempenho dos sensores de BAC em aquisições tomográficas com a) uma barra, b) duas barras e c) três barras.

### 3.5 Teste de Caracterização para os sistemas BAC Planar 3 e BAC Circular

#### 3.5.1 Teste de resolução espacial para o sistema BAC Planar 3

Na avaliação da resolução espacial, uma fonte pontual ( $9 \text{ mm}^3$ ) contendo aproximadamente 0,045g 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 1,5 cm (Figura 7). Com este experimento foi possível mensurar 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*). As medidas foram realizadas com a utilização da bobina de compensação de campo magnético e sem a mesma.

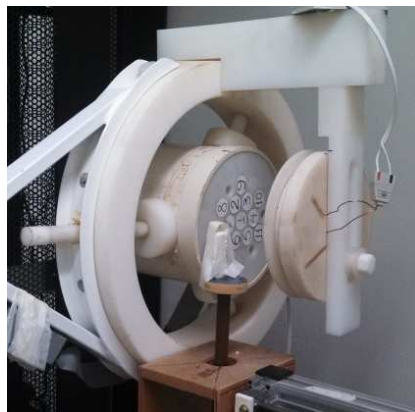


Figura 7: Experimento para medida da resolução espacial dos sistemas de BAC. A foto ilustra uma aquisição da PSF de um sistema de BAC P1.

#### 3.5.2 Testes de caracterização BAC circular

Após a etapa de construção e instalação do sistema circular, foram realizados testes para caracterização do sistema, a fim de garantir sua estabilidade e sensibilidade. No primeiro

teste, foram verificadas as respostas de cada gradiômetro do sistema frente a aproximação da fantoma pontual. Para assegurar precisão na movimentação da amostra, foi utilizada a mesa XYZ, e as posições, medidas em relação ao centro do gradiômetro, foram 0 mm, 5 mm e 10 mm. Neste teste, somente um gradiômetro estava ativo a cada medida (Figura 8). Também foi realizada a medida variando a distância entre 0,0 mm e 40,0 mm com a finalidade de obter a curva de decaimento da intensidade em relação a variação das distância ao sensor utilizado (experimentos realizados com os canais 1 e 8), sendo que apenas o sensor correspondente estava ativo (excitação e detecção).

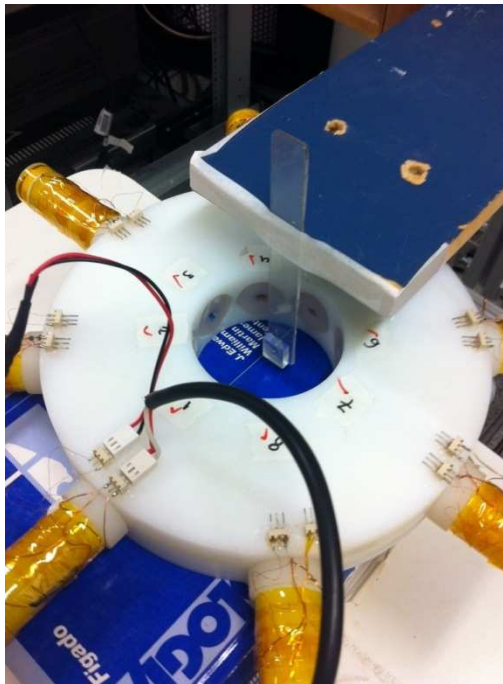


Figura 8: Arranjo experimental para o teste de decaimento da intensidade variando a distância para o sistema BAC circular.

Uma vez verificada a resposta dos gradiômetros, foi avaliada a estabilidade do sistema como um todo, já que era possível ocorrer a interferência por indução mútua entre as bobinas. Em outro teste, um gradiômetro foi ativado (excitação e detecção) enquanto os demais foram mantidos somente com as bobinas detectoras registrando sinal relativo à aproximação do *fantoma* comprimido à uma distância de 2,0 mm.

### 3.6 Geração de imagens e Protocolos de Medida

#### 3.6.1 Protocolo de Medidas Para Formação de Imagens

A fim de obter um perfil da distribuição de campo mais preciso, é necessário aumentar a amostragem espacial do processo de formação das imagens. Nesse caso, o diâmetro das bobinas detectoras é um fator limitante na resolução espacial do sistema de BAC, i.e., para obter uma imagem com alta resolução, é necessário realizar uma série de medidas por varredura (*scanning*) com passo determinado pela equação 1 (Moreira *et al*, 2000):

$$\omega_s = 2\omega_c \cong \frac{7,66}{b} \text{ amostras / cm} \quad (1)$$

em que a frequência mínima de amostragem ( $\omega_s$  – o passo do sistema de varredura) e  $b$  o diâmetro da bobina.

Para tanto, foi utilizada uma mesa X-Y não-magnética que transladou os *fantomas* ao longo do espaço para obter o perfil de distribuição do campo magnético. Desta forma, foi realizado um estudo detalhado para otimização das características do sensor (raio da bobina detectora, raio da bobina excitadora, número de voltas).

Após a construção dos novos sensores, o sistema foi montado em um suporte não magnético. O fantoma foi posicionado sobre a mesa x- $\theta$  (é isso mesmo? não é x-y?) e as medidas de varredura em diferentes planos serão realizadas. O motor de passo foi controlado por um computador (CNC) e o sinal de saída do sistema BAC foi digitalizado por uma placa analógica/digital (A/D). Os dados foram armazenados em formato ASCII para análise.

#### 3.6.2 Geração de imagens Sistema BAC Planar 1

O princípio básico envolvido na reconstrução das imagens de TBAC consiste em representar a distribuição tridimensional do campo magnético produzido pela amostra no plano paralelo à área sensível do gradiômetro. Nas imagens planares (2D), exibidas em trabalhos anteriores, a tarefa é relativamente simples, já que basta realizar varreduras e registrar a intensidade da resposta numa matriz bidimensional, formando uma imagem de intensidade (Figura 9). Este método foi utilizado por Moreira e colaboradores (2000) para produzir imagens de objetos simuladores preenchidos com material ferromagnético.

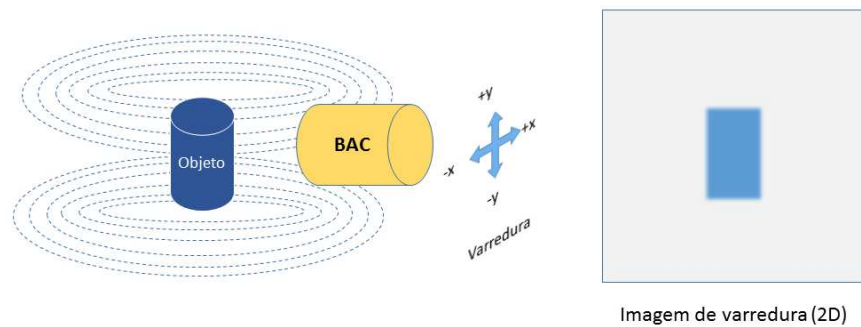


Figura 9: Representação esquemática do processo de obtenção de imagens planares monocanal utilizando a varredura do sistema BAC.

### 3.6.3 Geração de imagens Sistema BAC Planar 2

Quando os sistemas de multisensores tornaram-se operacionais, não houve mais a necessidade de deslocar o objeto ou o sensor para produzir uma imagem (Figura 10) uma vez que tendo conhecidos os valores da resposta em vários pontos do espaço, os demais pontos podiam ser calculados através de interpolação (CORÁ, et al., 2005, 2007).

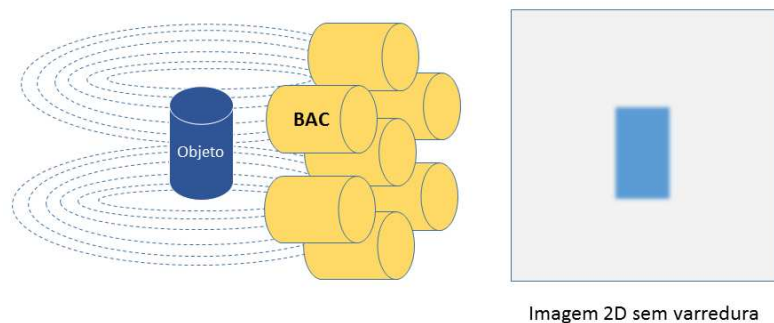


Figura 10: Representação esquemática de formação de imagens planares multicanais pelo sistema BAC.

### 3.6.4 Geração de imagens tomográficas para os Sistemas BAC

No caso das imagens tomográficas, é necessário adquirir um conjunto de projeções (passos angulares) em diferentes pontos para estimar a distribuição do sinal no plano perpendicular à área sensível dos sensores, produzindo uma imagem seccional do objeto (Figura 11). A forma de estimar a distribuição dos sinais, também referida como método de reconstrução, costuma variar muito de uma técnica para outra e envolve desde métodos

analíticos, como o ART (*Algebraic Reconstruction Technique*), até métodos iterativos, como MLEM (*Maximum Likelihood Expectation Maximization*). (BRUYANT, 2012).

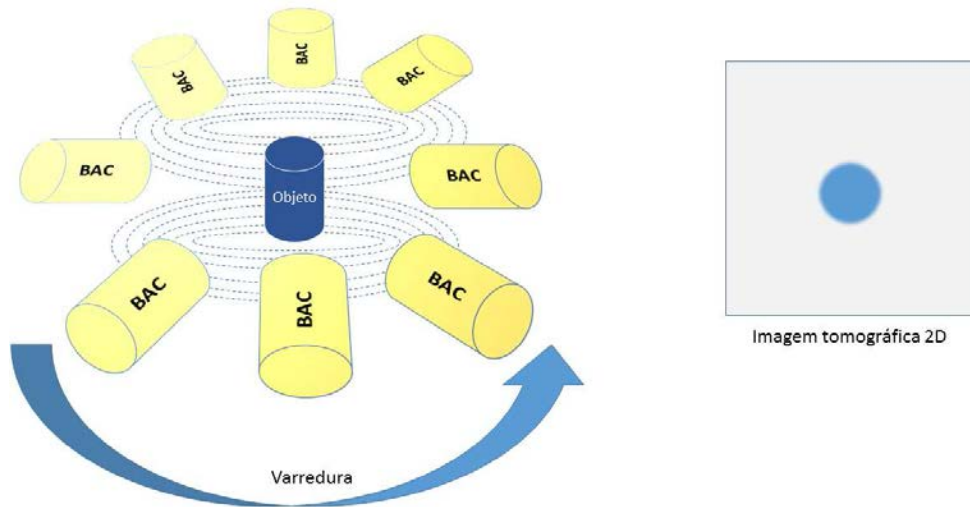


Figura 11: Representação esquemática para a formação de imagens para o sistema de tomográfica por BAC.

Nos sistemas tomográficos baseados em emissão, em que uma dada forma de energia é emitida pela fonte e captada pelo sistema de imagem, os métodos mais comuns de reconstrução são a retroprojeção filtrada (*Filtered Back Projection – FBP*), *Conjugate Gradient – CG*, *Maximum Likelihood Expectation Maximization (MLEM)* e *Maximum a Posteriori Expectation Maximization – MAPEM*.

Pela simplicidade e facilidade de implementação, nos sistemas de tomografia por BAC optou-se por realizar as reconstruções por FBP. Assim, a matriz contendo o conjunto de projeções (sinograma) serve de entrada para um algoritmo que calcula o somatório das projeções considerando as posições em que foram registradas, de modo a permitir a visualização das regiões onde estavam concentrados os sinais (Figura 12). Este método, baseado na transformada de Radon, é chamado retroprojeção.



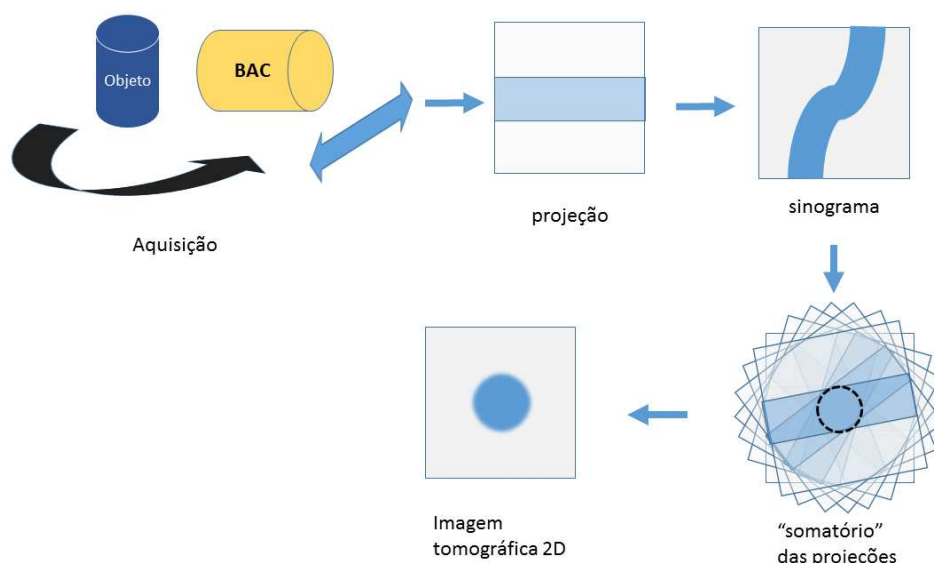


Figura 12: Formação de imagens tomográficas a partir da transformada de Radon pelo sistema BAC.

Como o simples fato de somar as projeções gera artefatos (efeito estrela), a solução é modificar, ou filtrar, cada projeção antes de realizar o somatório. Este filtro, implementado no domínio de Fourier, limita a resposta a uma faixa de frequências, e diminui os artefatos de reconstrução, borramentos e ruídos, caracterizando a retroprojeção filtrada. Para a formação das imagens pelos sistemas BACs foi utilizado o janelamento *hamming* e interpolação *cubic*.

### 3.7 Desempenho dos sistemas BAC

#### 3.7.1 Desempenho do sistema BAC Planar 3 para imagens tomográficas

O arranjo experimental do sistema BAC Planar 3 foi proposto para possibilitar a aquisição de imagens a partir de um ou mais gradiômetros utilizando o princípio de aquisição *step-and-shot*. Desse modo, como os tomógrafos de raios X de primeira e segunda geração, a mesa XYZ $\theta$  realizava translações e rotações entre o objeto e o sensor possibilitando o registro de cada projeção e então reconstruir as imagens.

Também foi avaliada a capacidade dos sistemas BAC de produzir imagens com múltiplos elementos de detecção, ou seja, produzir projeções com maior número de pontos para aumentar a resolução espacial. Neste caso, o sinal dos sensores que estavam na mesma linha foram organizados em uma nova projeção, considerando a amostragem e a posição relativa dos gradiômetros.

Os primeiros testes para aquisição de imagens com o sistema multicanal foram realizados utilizando uma mesa XYZ à qual foi acoplado um quarto eixo para movimento rotacional da amostra. A fixação do sistema BAC e a da terceira bobina excitadora foram realizados a partir de um suporte de nylon que permitiu ajustes nos eixos XYZ a fim de assegurar o alinhamento entre a mesa e o suporte do sistema BAC (Figura 13).

Nesta configuração, foram realizados diversos testes de caracterização do sensor, como teste de resolução espacial, intensidade do sinal, quantificação da distância entre os *fantomas* e aplicação da bobina de compensação de campo magnético para a formação de uma nova metodologia das imagens.

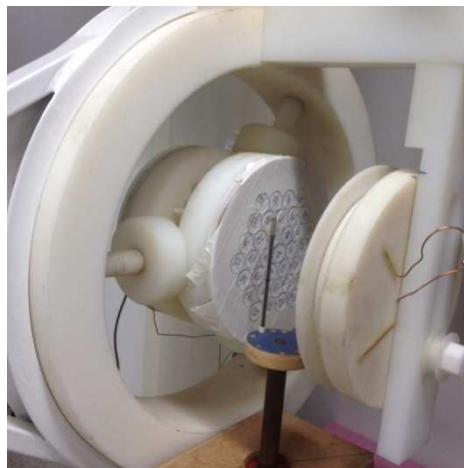


Figura 13: Experimento para a coleta de dados em um sistema de BAC Planar 3.

### 3.7.2 Desempenho do sensor BAC circular para imagens tomográficas

Diferente do sistema planar, no qual eram utilizados múltiplos sensores para a detecção dos sinais e formação das imagens tomográficas, o sistema circular tem seu mecanismo de funcionamento baseado no chaveamento do sistema, em que cada sensor é ligado para coletar os dados, e então, desligado, procedimento que se repete para todos os sensores. Assim o sistema gera sinais com uma diferença angular de 45° graus, como descrito anteriormente (Figura 14).

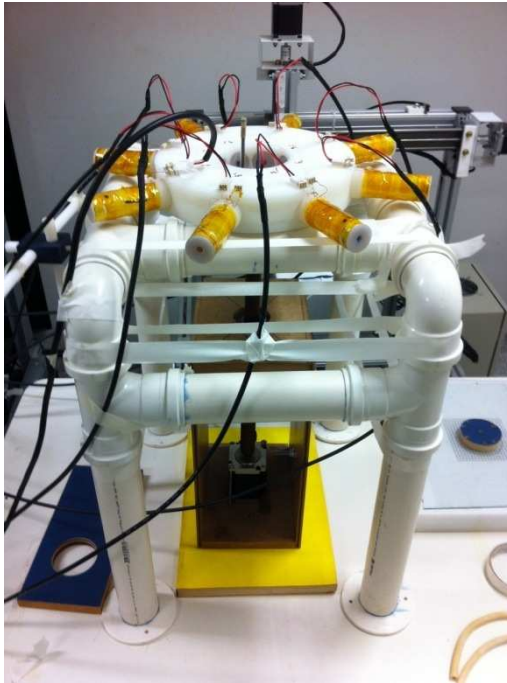


Figura 14: Arranjo experimental para a formação de imagens tomográficas para o sistema BAC circular.

## **4- Resultados e discussão**

### **4.1 Instrumentação (BAC Planar 3 e BAC Circular)**

Como principal objetivo temos a construção de dois novos sistemas de medidas o primeiro denominado sistema BAC Planar 3 e o segundo sistema BAC circular.

#### **4.1.1 Sistema BAC Planar 3**

Para o desenvolvimento deste novo sistema de aquisição de sinais primeiramente foi proposto seu desenho técnico levando em conta seus parâmetros físicos como a linha de base, sulco para as bobinas excitadoras e detectoras, máscara de suporte para as bobinas, o que podemos acompanhar mais detalhadamente nas Figura 15, 16 e 17 abaixo (todos os dados mostrados estão na escala de mm):

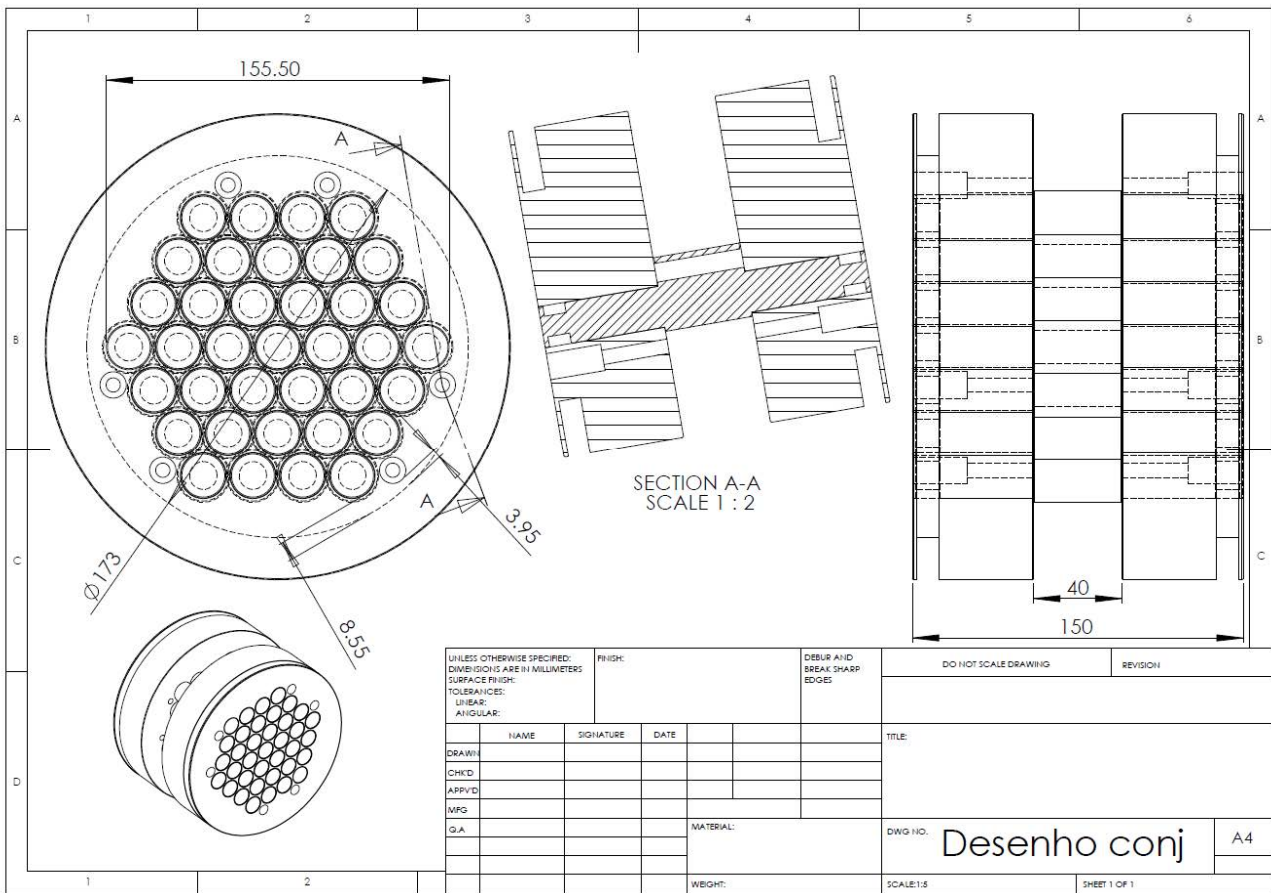


Figura 15: Desenho técnico conjunto do sistema BAC planar 3.

Como podemos ver na figura 15 temos os primeiros parâmetros associados à construção do novo sistema BAC planar 3, onde é mostrado a distância entre os sensores que ficaram mais distantes (155.50 mm), o sulco para a locação das bobinas excitadoras (3.95 mm) e os parafusos não magnéticos para o sistema (8.55mm)

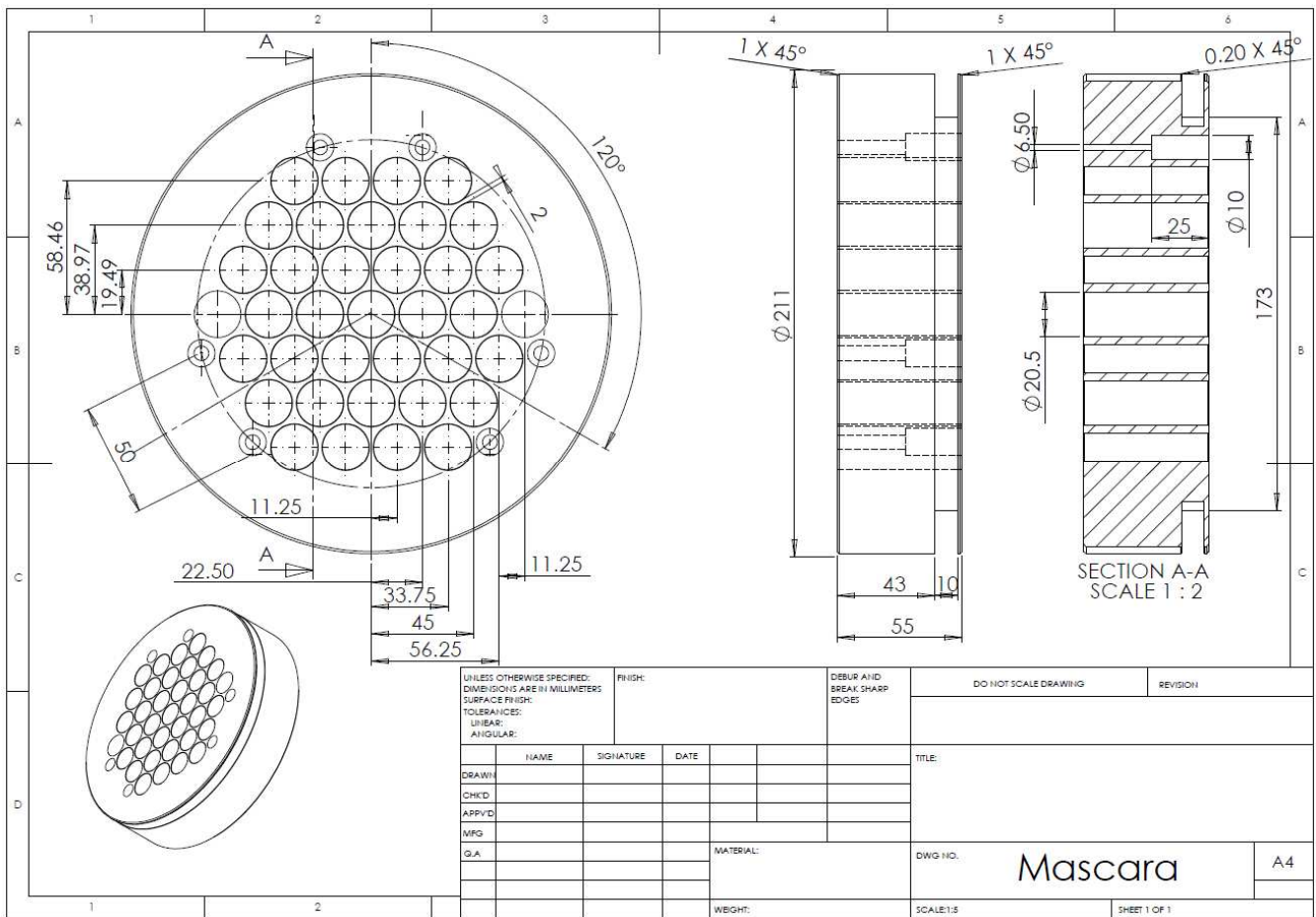


Figura 16: Desenho técnico para o suporte das bobinas excitadoras do sistema BAC Planar 3.

Para o desenvolvimento da mascara foi necessário estabelecer a distância entre os sensores e seu angulos para que os 37 sensores pudessem permanecer a uma mesma distância entre os seus vizinhos e conseqüentemente aos demais, determinar o local do suporte para o parafuso não magnético e o tamanho dos encaixes para as bobinas detectoras (20,5mm).

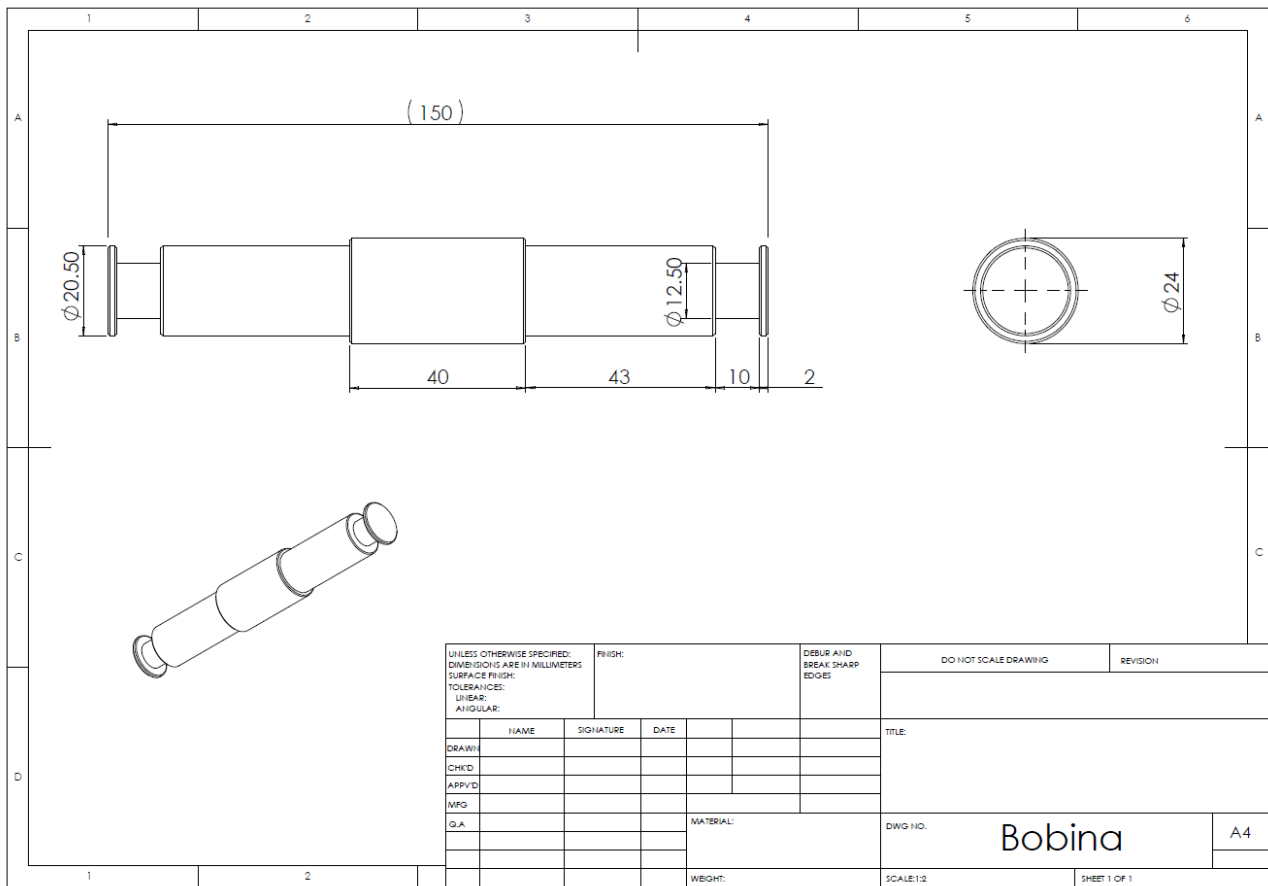


Figura 17: Desenho técnico da bobina detectora do sistema BAC Planar 3.

Por fim o ultimo desenho do sistema BAC Planar 3 mostra as informações físicas das bobinas de detecção, que possui uma linha de base de 15 cm (distância entre a bobina de referência e a bobina de detecção). Essa distância é importante para possamos garantir que a presença do material ferromagnético quando aproximado da bobina de detecção não influa no sinal gerado pela bobina de referência, assim podendo cancelar o campo magnético local. Outro ponto importante é o tamanho do sulco (10 mm) e seu diâmetro interno que é a diferença entre a espessura(2,05 cm) da bobina e o menor diâmetro (1,25 cm) , determinado o sulco e seu diâmetro interno para a bobina de detecção poderemos determinar o número de voltas e a espessura o fio a ser utilizado, assim como o raio da bobina (24mm).

### 4.1.1 Sistema BAC Planar Circular

Assim como foi realizado para o sistema BAC Planar 3 realizamos o desenvolvimento dos parâmetros físicos para o sistema BAC circular:

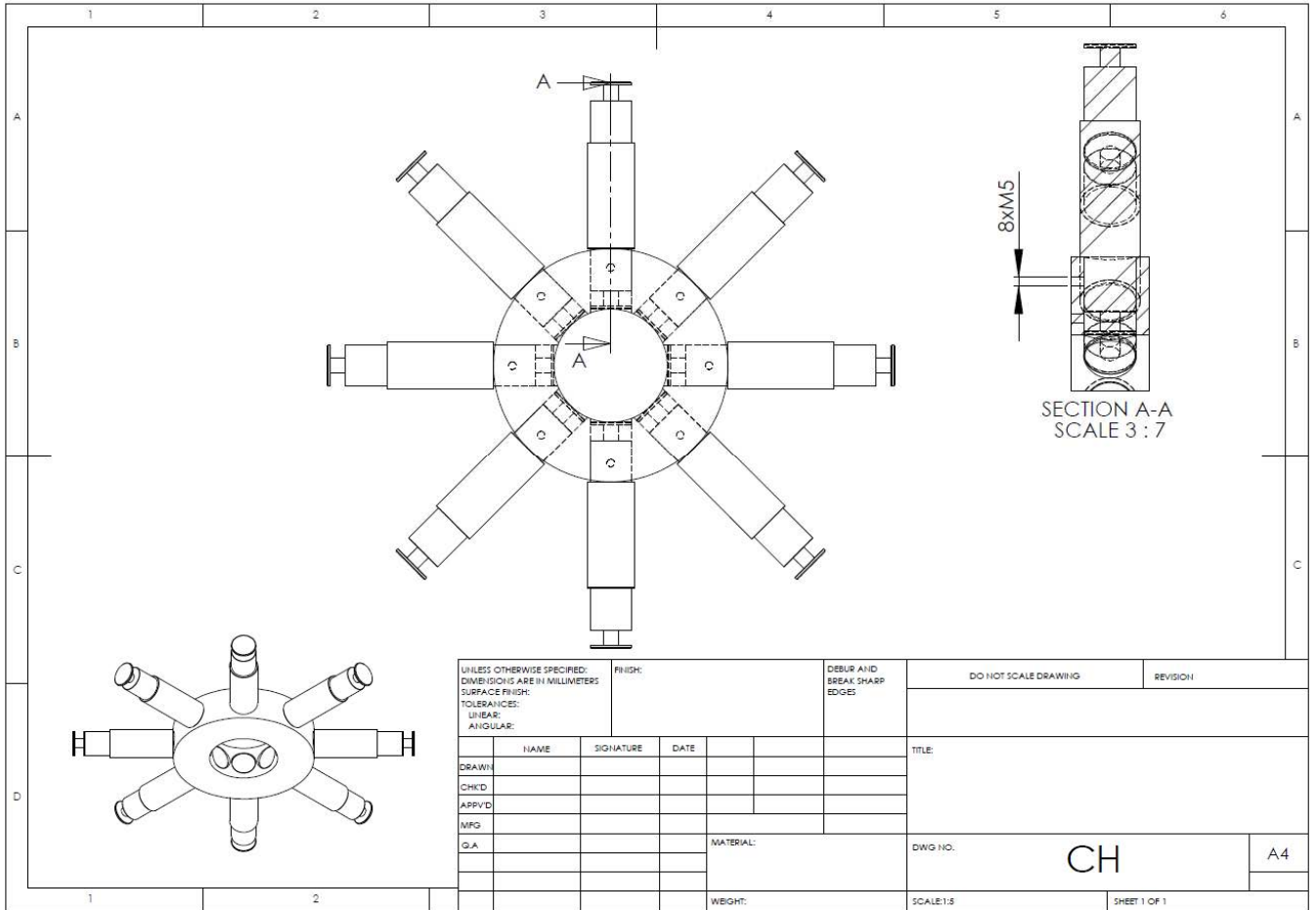


Figura 18: Desenho técnico conjunto do sistema BAC Circular.

Como podemos ver na figura 18 temos os primeiros parâmetros associados à construção do novo sistema BAC circular, onde é mostrado a disposição entre os sensores e a máscara de suporte.

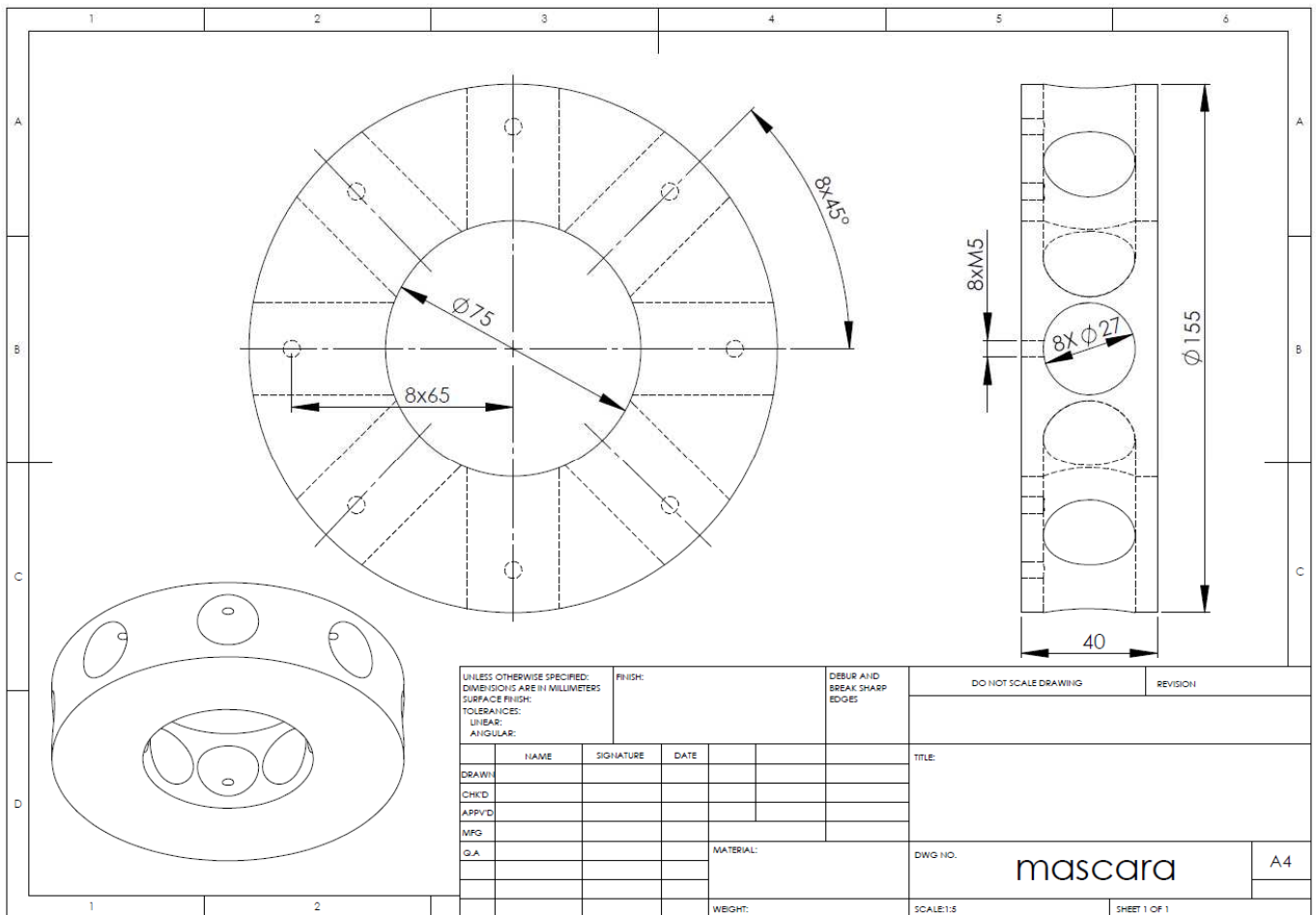


Figura 19: Desenho técnico para o suporte das bobinas excitadoras do sistema BAC Circular (Mascara).

Para o desenvolvimento da mascara para o sistema BAC circular foi necessário estabelecer a angulação entre os sensores (45 graus) que pudessem permanecer a uma mesma distância entre os seus vizinhos e conseqüentemente aos demais, determinar o local do suporte para o parafuso não magnético (distancia de 65mm do centro do suporte) e o tamanho dos encaixes para as bobinas detectoras (27mm).



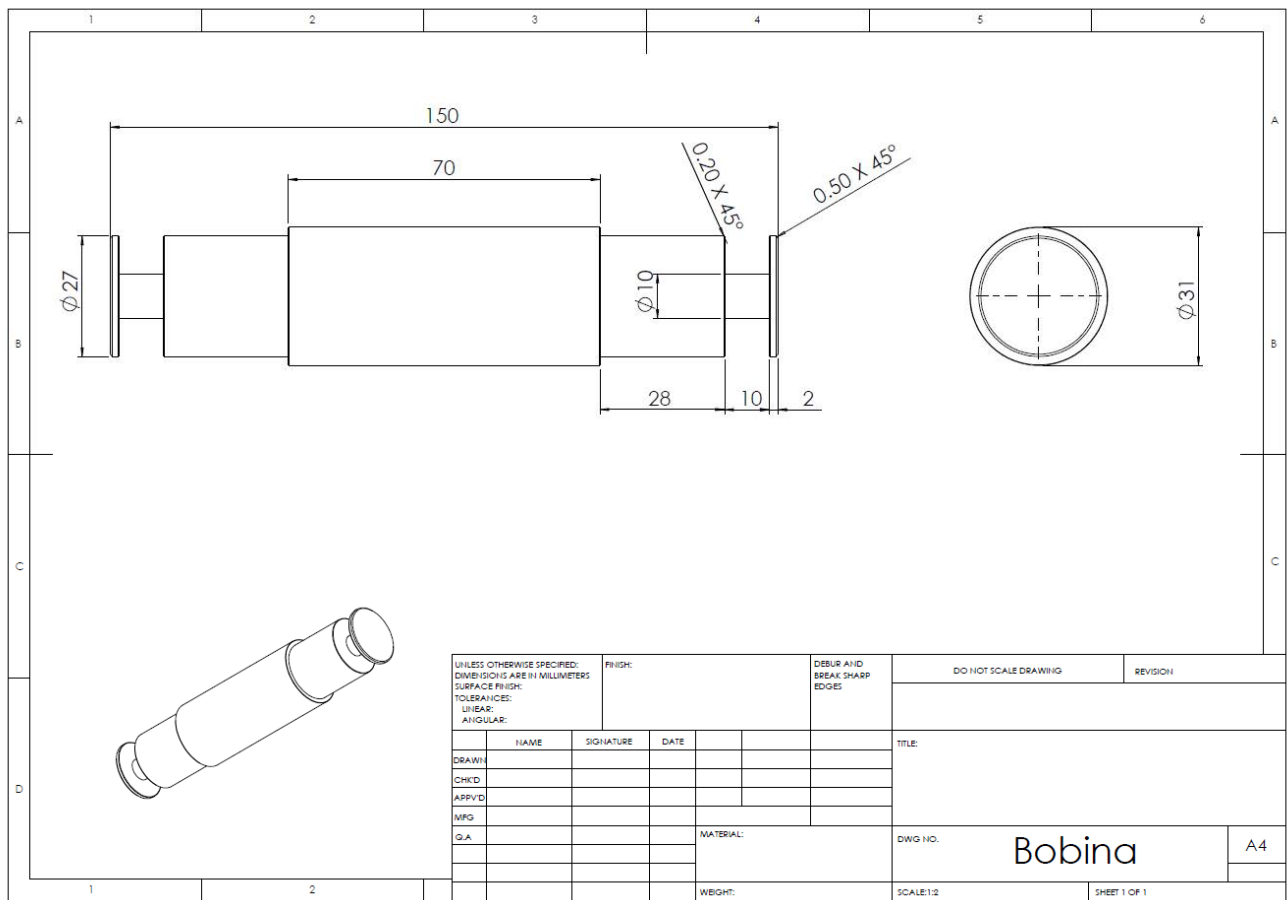


Figura 20: Desenho técnico da bobina detectora do sistema BAC Circular.

Por fim o ultimo desenho do sistema BAC Circular mostra as informações físicas das bobinas de detecção e excitação, que possui uma linha de base de 150 mm (distância entre a bobina de referência e a bobina de detecção). Essa distância é importante para possamos garantir que a presença do material ferromagnético quando aproximado da bobina de detecção não influa no sinal gerado pela bobina de referência, assim podendo cancelar o campo magnético local. Outro ponto importante é o tamanho do sulco (10 mm) e seu diâmetro interno que é a diferença entre a espessura (31 mm) da bobina e o menor diâmetro (10 mm), determinado o sulco e seu diâmetro interno para a bobina de detecção poderemos determinar o número de voltas e a espessura o fio a ser utilizado, assim como o raio da bobina (24mm).

## 4.2 Aquisição de Dados e Caracterização dos Sistemas BAC

### 4.2.1 Resolução Espacial e Sensibilidade Sistema BAC Planar 3

Teste de resolução e ganho de intensidade são importantes parâmetros a serem avaliados para a caracterização dos sistemas propostos, uma alternativa para essa avaliação é traçar o perfil da PSF das imagens geradas pelos sistemas BAC Planar 2 e BAC Planar 3, os testes foram realizados com apenas o canal central e após reconstruída a imagem foi traçado os respectivos perfis, as linhas em vermelho mostram os perfis para os sistemas sem a utilização da terceira bobina de compensação de campo magnético enquanto em preto está apresentando os resultados obtidos com a utilização da mesma. Como podemos observar na Figura 21.

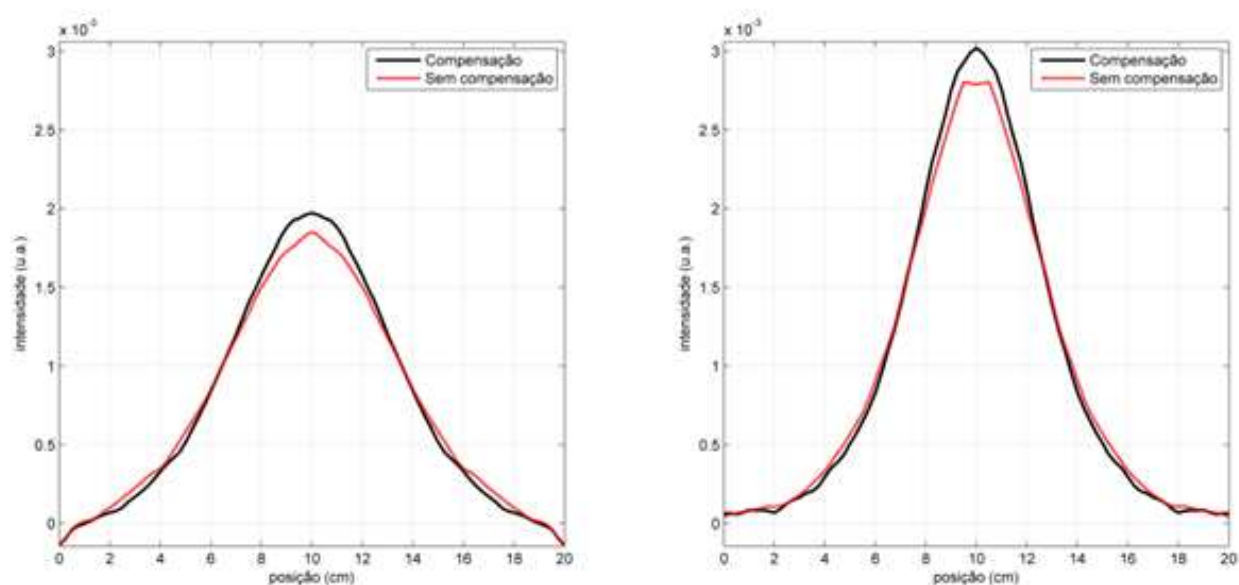


Figura 21: PSFs dos sistemas BAC Planar 2 (esquerda) e BAC Planar 3 (direita).

Para o sistema BAC Planar 2, a introdução da compensação de campo magnético resultou em um ganho de 6,4% em a relação a intensidade de sinal já para a resolução do sistema apresentou FWHM próximo de 7,5 cm enquanto a utilização da bobina de compensação de campo magnético nos proporcionou uma FWHM de 7,4 cm. Já para o sistema de BAC Planar 3, a compensação de campo elevou a intensidade do sinal em 7,9% e também proporcionou um aumento de resolução dos sistemas, com FWHM de 6,0 cm sem compensação e 5,7 cm com compensação.

O sistema BAC Planar 2 possui 2500 voltas enquanto o sistema BAC Planar 3 possui 1600 voltas, mesmo com um número menor de voltas o sistema BAC Planar 3 se mostrou mais sensível para o mesmo arranjo quando realizado a reconstrução da imagem. Isso se deve ao seu raio médio menor do que o do sistema BAC Planar 2.

Um ponto importante que devemos ressaltar é que mesmo tendo uma melhor resolução e um ganho de intensidade quando tratamos da imagem o mesmo não ocorre para valores pontuais (apenas a intensidade obtida para pequenas distâncias fonte-sensor), quando aproximamos um determinado material ferromagnético a uma distância de 0,5 cm (lembrando que essa é a menor distância que varia de 0,5 cm até 5,5 cm devido a movimentação angular do *fantoma*), essa relação se deve a forma do campo gerado pelas respectivas bobinas, pois com raio menor, o espaço de excitação é diminuído porem com uma maior intensidade para maiores distâncias, assim proporcionando esta diferença, o que podemos associar a densidade das linhas de campo magnético. Estes resultados podem ser observados nas Figuras 25 e 26, já que, foram avaliados a intensidade dos sistemas tanto para a passagem para uma distância de 0,5 cm fonte-sensor (Figura 23) e para a imagem com uma distância média de 3 cm fonte-sensor (Figura 22).

Para avaliar o comportamento do sistema frente à concentração de material magnético, quatro diferentes quantidades de Ferrita foram utilizados para formação dos gráficos como podemos observar nas **Erro! Fonte de referência não encontrada.** e 26:

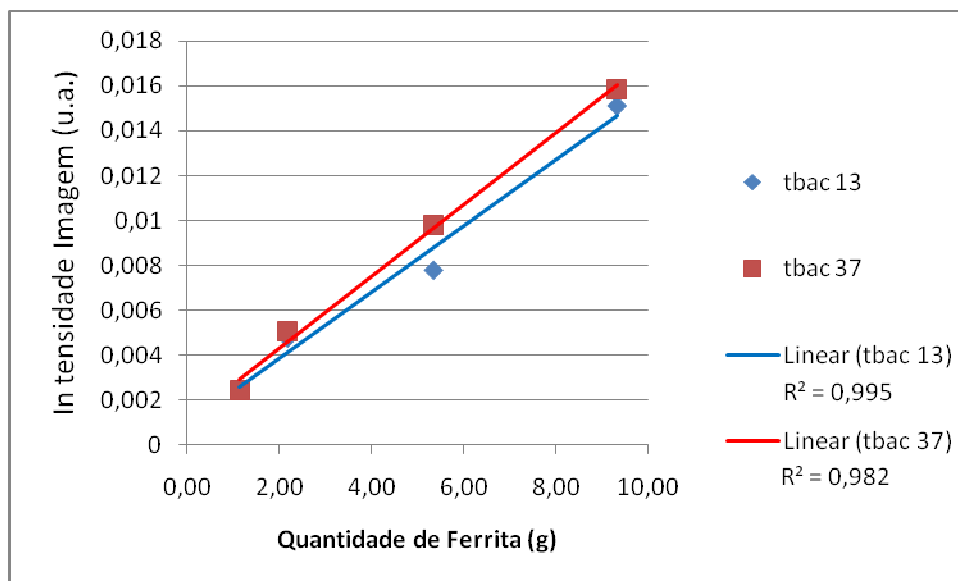


Figura 22: Gráfico da relação Intensidade de sinal versus quantidade de ferrita e seu respectiva  $R^2$  para a imagem de diferentes *fantomas* barra.

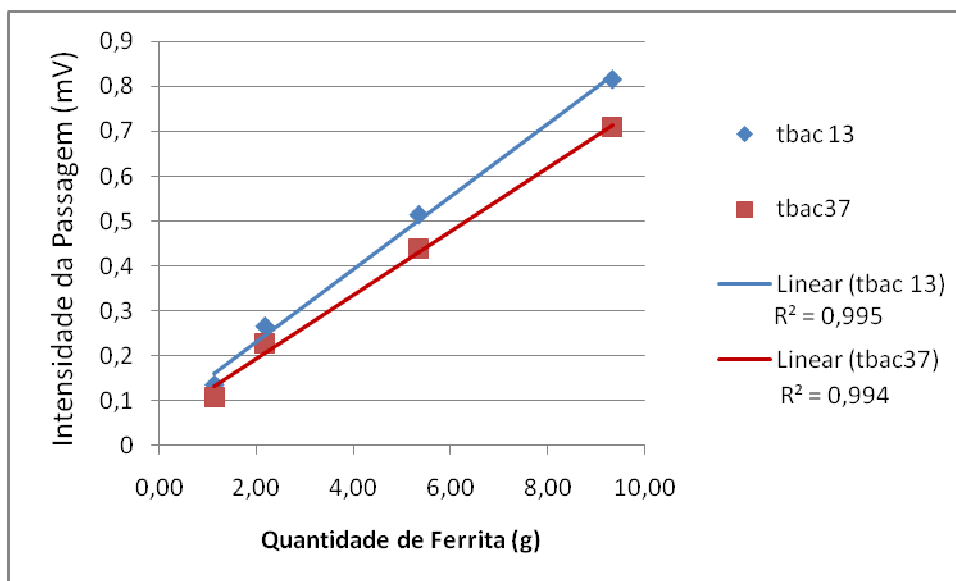


Figura 23: Gráfico da relação Intensidade de sinal versus Quantidade de ferrita e seu respectiva  $R^2$  para a passagem de diferentes *fantomas* barra.

Como esperado ocorreu uma inversão do maior sinal obtido quando comparado a passagem do material ferromagnético a uma distância de 0,5 cm e a formação de imagem que possui uma distância média de 3,0 cm (variando de 0,5 cm e 5,5 cm) em relação aos sistemas BAC Planar 2 e 3, também podemos observar o comportamento dos sistemas frente a quantidade de material ferromagnético, onde realizamos a relação ao coeficiente de determinação ( $R^2$ ) ou ainda a regressão linear que é uma estimativa do valor esperado de uma determinada variável. (REIS, E., *Estatística Descritiva* (2ª ed.). Lisboa: Edições Sílabo, 1994).

Ainda mostrando o ganho obtido para a utilização da terceira bobina de compensação de campo magnético referente a Figura 21 plotamos o perfil da linha central da imagem utilizando o *fantoma* duas barras, assim podemos realizar uma quantificação no ganho. (Figura 24 e 25)

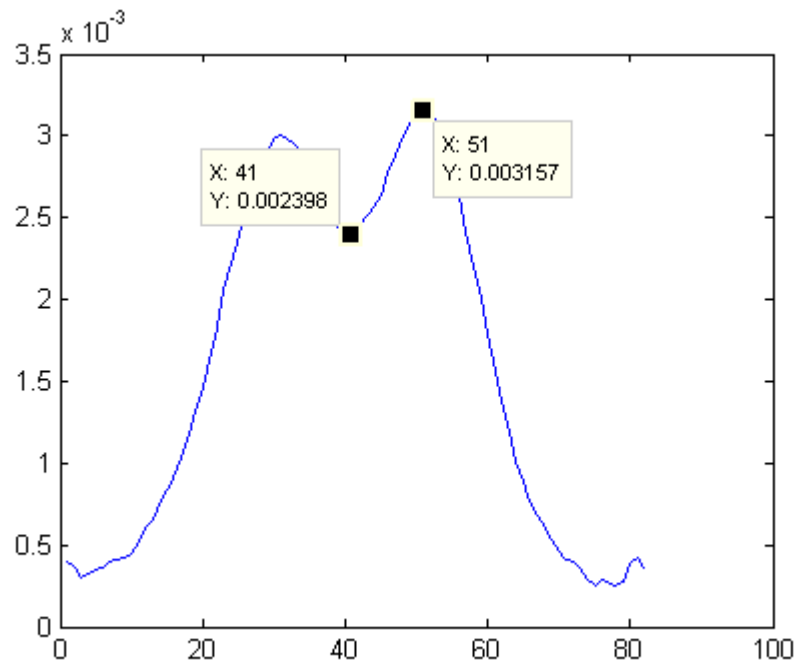


Figura 24: Plot da linha central da imagem gerada a partir do fantoma duas barras sem a utilização da bobina de compensação de campo magnético.

Dois pontos foram marcados na Figura 24 o que chamaremos de ponto do vale (X:41) e ponto de máximo valor (X:51). Realizando uma relação porcentual entre os pontos chegamos que o ponto X:41 vale 75,96% do X:51.

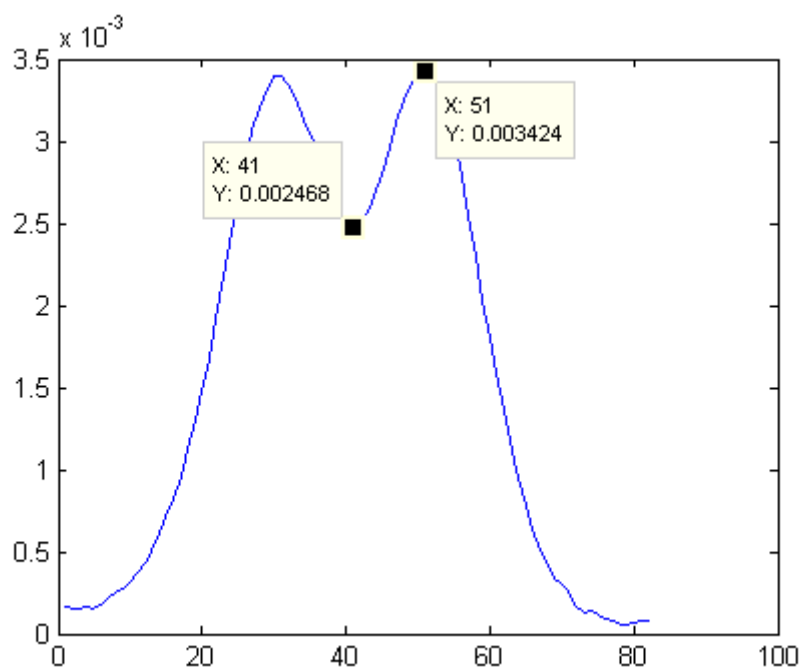


Figura 25: Plot da linha central da imagem gerada a partir do fantoma duas barras com a utilização da bobina de compensação de campo magnético.

Realizando novamente a relação porcentual, mas agora para a Figura 25 encontramos que o ponto do vale corresponde a 72,08% do ponto de máximo valor.

A avaliação quantitativa foi realizada comparando as relações porcentuais entre os pontos de vale e pontos de máximo valor, já que, quanto menor o valor desta relação melhor será a separação das barras. Logo, a utilização da bobina de compensação de campo magnético proporcionou um ganho de 3,88%, já em relação a intensidade do sinal houve um ganho de 8,4% comparando os sinais de máximos obtidos a partir das Figuras 27 e 28 notamos que ocorreu uma correção entre os pontos de máximo (pico que representa a presença do *fantoma* duas barras) para as imagens reconstruídas com a bobina de compensação de campo magnético.

#### 4.2.2 Resolução Espacial e Sensibilidade Sistema circular

O primeiro teste realizado para a caracterização do sistema circular, como descrito anteriormente, foi a avaliação da sensibilidade para cada sensor, onde ao induzir uma corrente na bobina excitadora do respectivo sensor mede-se a sua resposta ao colocarmos o *fantoma* pontual a três diferentes distâncias (0,0 mm, 5,0 mm e 10,0 mm). Os resultados são apresentados na Figura 26:

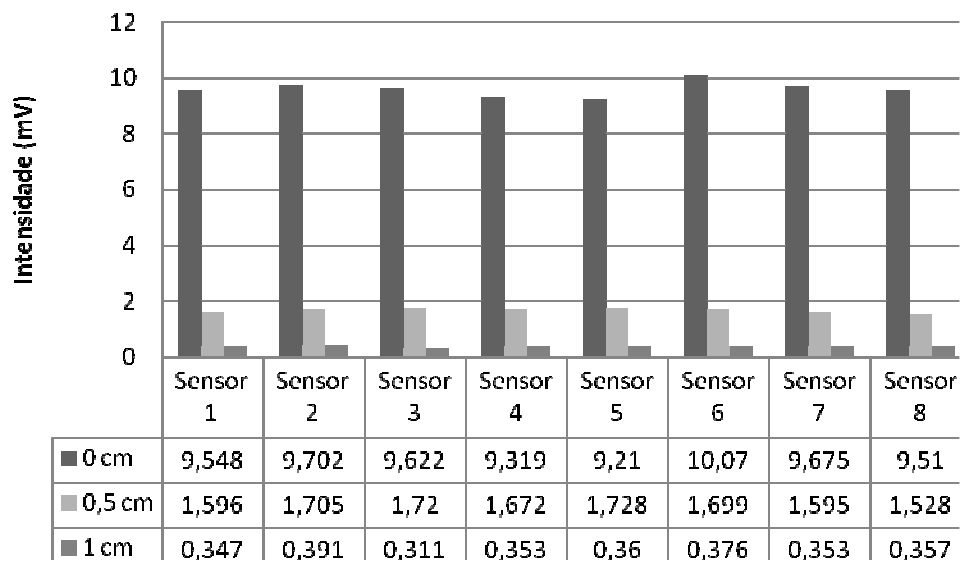


Figura 26: Quantificação da sensibilidade para cada sensor variando a distância.

Este é um importante teste para que possamos posteriormente realizar a reconstrução das imagens tomográficas, já que para formação da imagem será realizada uma média dos oito sensores, logo ocorrendo uma discrepância em algum dos sensores haverá artefatos de distorção intrínsecos ao sistema. Assim podendo realizar uma matriz de correção para os 8 sensores dando os pesos de cada sensor assim corrigindo este possível problema.

O segundo teste realizado foi a influência que a bobina excitadora ligada gera nos demais sensores (Figura 27).

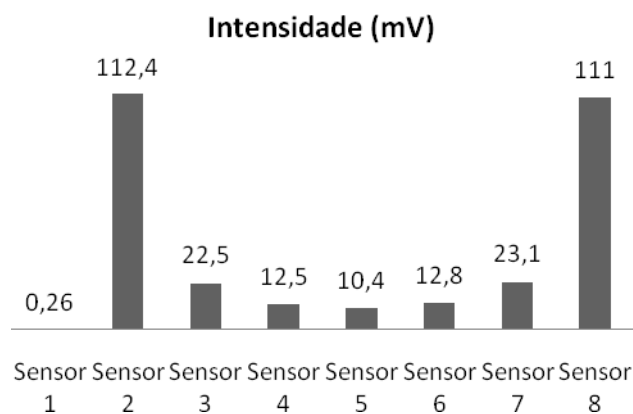


Figura 27: Influência gerada pela ativação do canal 1 em todos os sensores do sistema circular.

Este teste nos ajudou a determinar qual o melhor ganho a ser utilizado no amplificador *lock-in*, já que, para um ganho inferior a 100 vezes o sistema proporcionava *overload* (saturando nosso sistema de medida), outro ponto importante para esse teste é que para a

formação das imagens devemos subtrair estes valores do sinal medido, assim tendo o sinal apenas do desbalanceamento no campo magnético gerado pelo *fantoma*.

Podemos facilmente perceber que o sinal do canal que está ligado a excitação é menor que o restantes, isso se deve ao arranjo gradiométrico, já que o par de bobinas excitadoras geram campos magnéticos semelhantes e são ligados de tal maneira que possamos medir apenas a variação gerada pelo *fantoma* (o mais próximo de zero possível na ausência do traçador ferromagnético).

A critério de curiosidade medimos a intensidade do sinal gerado quando ligamos o Sensor 1 e colocamos o comprimido de 1,0 g de material ferromagnético em frente a cada sensor. Os resultados são apresentados na Figura 28.

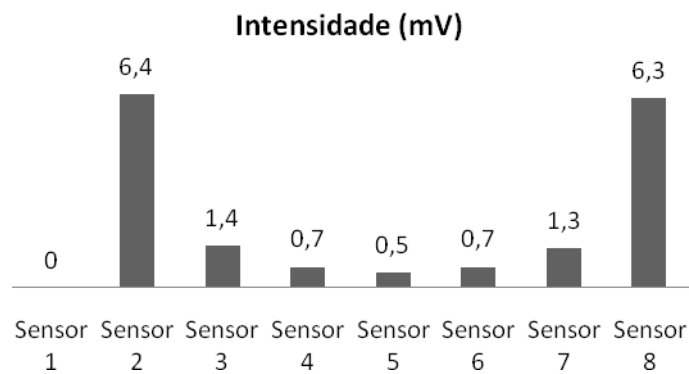


Figura 28: Perfil de sensibilidade de cada sensor para a excitação do canal um e a aproximação do *fantoma* comprimido.

Este resultado poderá ser utilizado ao aplicarmos a excitação apenas em um único canal e os demais apenas trabalhando como detectores, com essas informações será possível desenvolver outro tipo de matriz de correção, no primeiro caso (Figura 26) esta matriz será de acordo com os pesos que cada sensor terá para a formação das imagens, enquanto, para esta nova matriz de correção poderemos utilizá-la para determinar a distância que o objeto se encontra da excitação do sistema devido a intensidade adquirida para cada sensor que será desenvolvido em projetos futuros.

O último teste de caracterização do sistema BAC circular foi realizado variando a distância fonte-sensor para dois diferentes canais e traçado seu perfil (Figura 29):



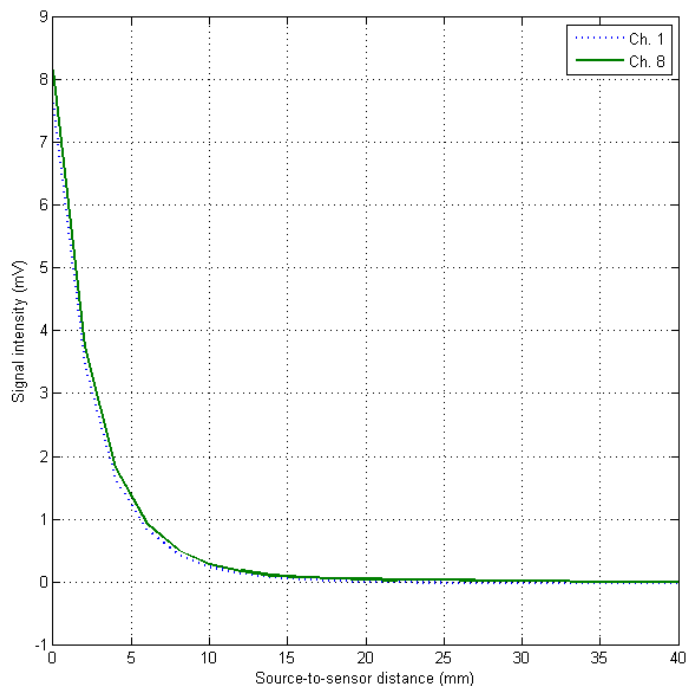


Figura 29: Curva de decaimento de intensidade com a variação da distância para os canais 1 e 8.

A medida de caimento foi realizada para todos os 8 sensores do sistema BAC circular, todos obtiveram o mesmo perfil de curva, os canais 1 e 8 foram escolhidos pois foram os que apresentaram a maior diferença entre os números de voltas nas bobinas detectoras (diferença de 4 voltas). A diferença no número de voltas para as bobinas detectoras é devido ao processo de “zerar” o gradiômetro, ou seja, balancear o gradiômetro de tal forma que os sistemas de referência e de medida possuam o mesmo perfil de campo e a mesma sensibilidade, assim eliminando os ruídos de fundo e obtendo apenas a diferença de campo devido à presença do material ferromagnético.

Assim como os experimentos anteriores esse corrobora com os resultados obtidos, já que, para dois diferentes sensores as curvas de decaimento de intensidade do sinal obtidos assemelha-se tanto para forma como para a intensidade.

### 4.3 Formação de Imagens

#### 4.3.1 Desempenho dos sensores BAC Planar 3 para formação de imagens tomográficas

Como resultado desta nova etapa de desenvolvimento da otimização do sistema TBAC, apresentaremos os resultados em duas partes, na primeira será apresentada uma análise qualitativa das imagens obtidas para os sistemas de BAC Planar 2 e BAC Planar 3, e então, uma análise quantitativa.

Como já citado anteriormente para realizarmos a reconstrução das imagens (Figura 31a) primeiramente é necessário obter o perfil do sinograma da mesma como podemos ver na30.

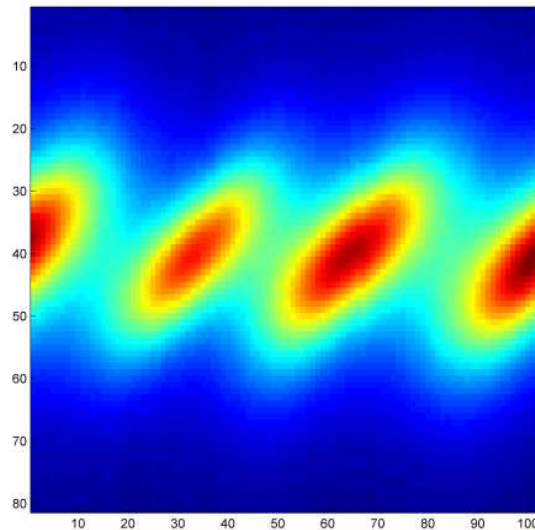


Figura 30: Perfil do sinograma para o sistema BAC P2 para um objeto simulador de três barras.

Obtido o perfil do sinograma do fantoma duas barras e aplicando o algoritmo FBP reconstruímos as nossas primeiras imagens. **(Erro! Fonte de referência não encontrada.31)**. Os resultados de comparação qualitativa dos sistemas BAC Planar 2 e BAC Planar 3.

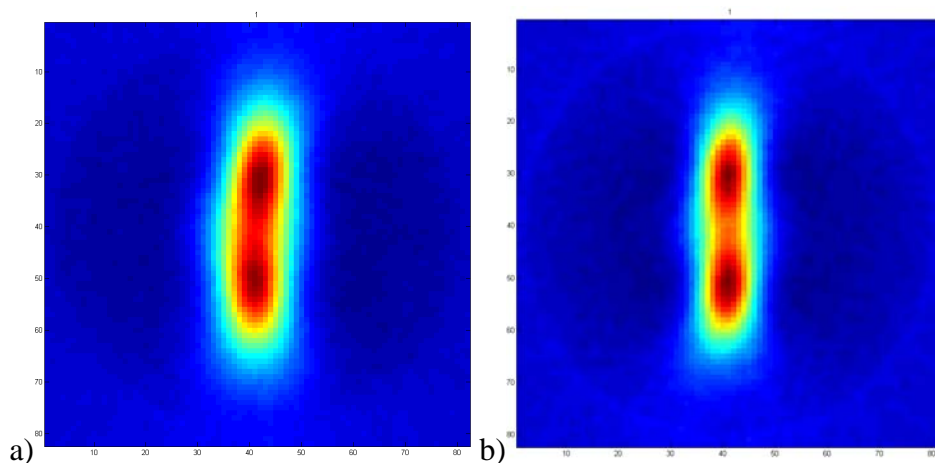


Figura 31: Reconstrução do objeto simulador de duas barras para o sistema de a) treze canais Sem a compensação de campo magnético b) trinta e sete canais sem a compensação de campo magnético.

Como podemos observar a reconstrução pelo sistema BAC Planar 3 proporcionou um ganho em relação a análise qualitativa da imagem, já que, ocorreu uma separação mais clara das barras ( podemos observar pelo valores de intensidades presente entre os pontos de maior intensidade).

Os resultados de comparação qualitativa do sistema BAC Planar 3, estão ilustrados na Figura 32 onde podemos observar o efeito da bobina de compensação de campo magnético.

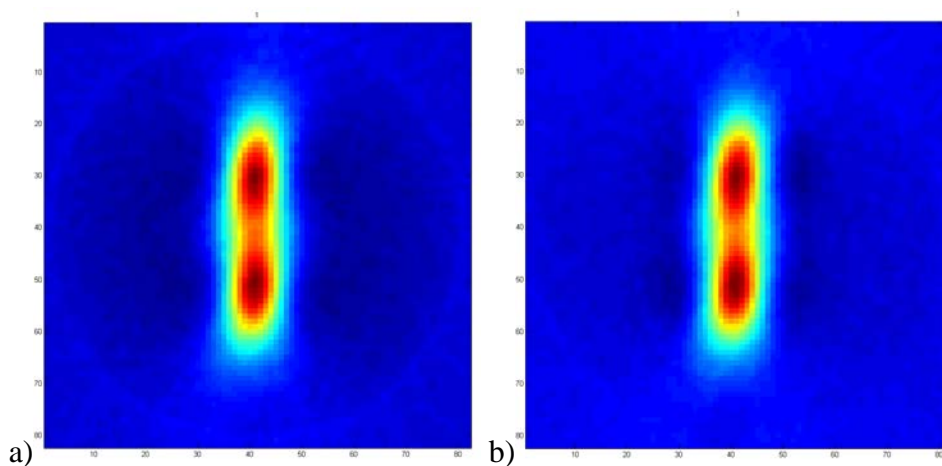


Figura 32: Reconstrução do objeto simulador de duas barras para o sistema de trinta e sete canais a) sem a compensação de campo magnético b) com a compensação de campo magnético.

A partir da Figura 32 percebemos que a utilização da terceira bobina excitadora aparentemente não nos proporciona uma melhora na imagem visualmente, já que, os pontos quentes (pontos de maior intensidade) não são melhores definidos. Porém análises

quantitativas podem mostrar resultados de melhor resolução quando utilizado a bobina de compensação de campo magnético.

Para o fantoma de três barras é mais visível uma melhoria da imagem, Figura 333.

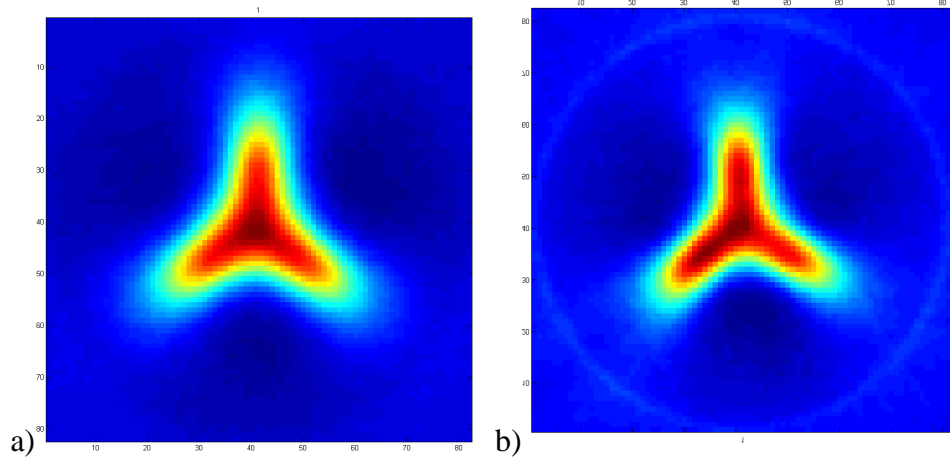


Figura 33: Imagens da reconstrução de fantoma com três barras utilizando o canal central dos sistemas a) BAC P1 com compensação de campo magnético. b) BAC P2 com compensação de campo magnético.

A imagem com o *fantoma* de três barras geradas através do sistema monocanal não possibilitou a separação correta do *fantoma* 3 barras, a utilização do sistema multicanal nos proporciona um ganho em relação à formação desta imagem como podemos ver na Figura 344.

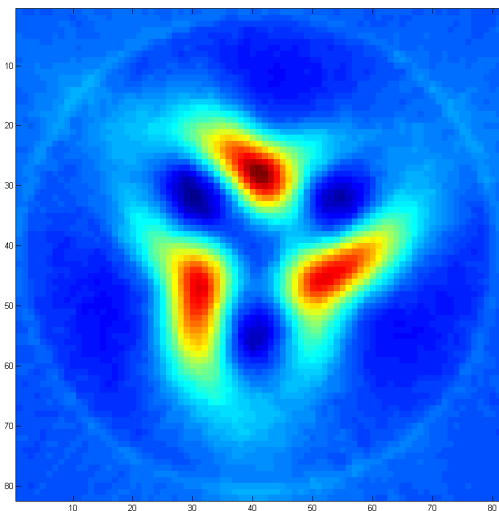


Figura 34: Reconstrução do sistema BAC Planar 3 para o *fantoma* 3 barras utilizando a reconstrução multicanal.

A utilização de um maior número de canais acarreta uma maior amostragem, assim, como um maior número de pontos foi possível separar de uma maneira mais próxima da real,

também podemos afirmar o fato de que com um número maior de pontos de visão o nosso sistema ganha em relação à correta formação das imagens.

Outro critério de avaliação quantitativa é a verificação da distância entre os pontos quentes das nossas imagens (chamamos pontos quentes onde ocorre os maiores valores nas intensidades da imagem). Como podemos ver na Figura 35:

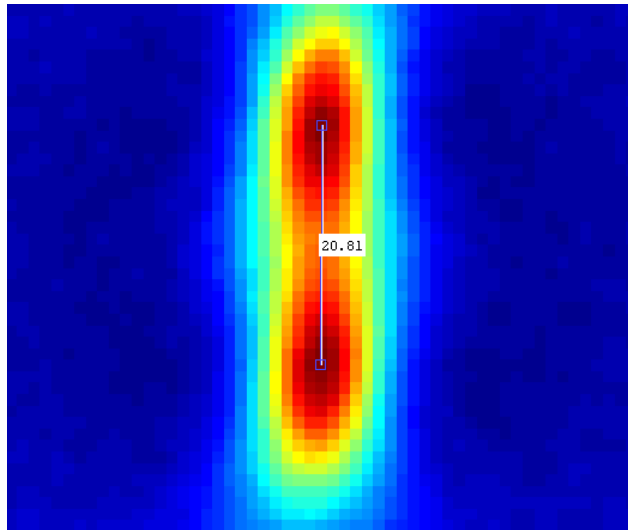


Figura 35: *Zoom* na parte central da imagem da figura 21(b) para estimar a distância entre as barras. Neste caso, a distância entre as barras foi estimada em 5,075 cm.

Observando o centro da imagem da Figura 32b 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 de aproximadamente 0,244 cm de comprimento. Medindo a distância de centro a centro das regiões mais intensas (20,81 *pixels*), correspondentes à posição das barras, a distância estimada foi de 5,075 cm, sendo o erro estimado em 1,5%, uma vez que a posição real era de 5,0 cm

Testamos o que poderá ser um novo método de reconstrução onde empregamos a subtração das imagens reconstruídas com e sem a presença da terceira bobina excitadora (Figura 35):

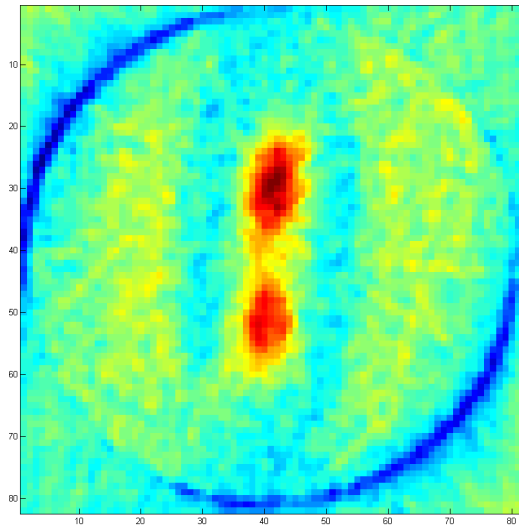


Figura 36: Diferença de intensidade entre as imagens de um *fantoma* de duas barras produzida pelo canal central do sistema BAC P2 quando a compensação de campo foi ativada.

Este método baseia-se na idéia de que quando ocorre a presença do material ferromagnético haverá uma maior intensidade do sinal e onde não houver a presença não teremos sinal para ambos casos, assim a diferença entre as imagens produzidas nos dará o perfil de onde ocorre a presença do material, assim podendo gerar a imagem acima. Analisando a Figura 31 podemos perceber que as duas barras não apresentam a mesma intensidade, porém ao realizar este novo método obtivemos a separação das duas barras de forma mais concreta, além de mostrar a importância do sistema de compensação de campo magnético.

#### **4.3.2 Desempenho dos sensores BAC Circular para formação de imagens tomográficas**

Após traçado o perfil do sinograma (Figura 37(a)) outros métodos foram utilizados para a formação das imagens, onde a interpolação do sinograma é avaliada (Figura 37(b)).

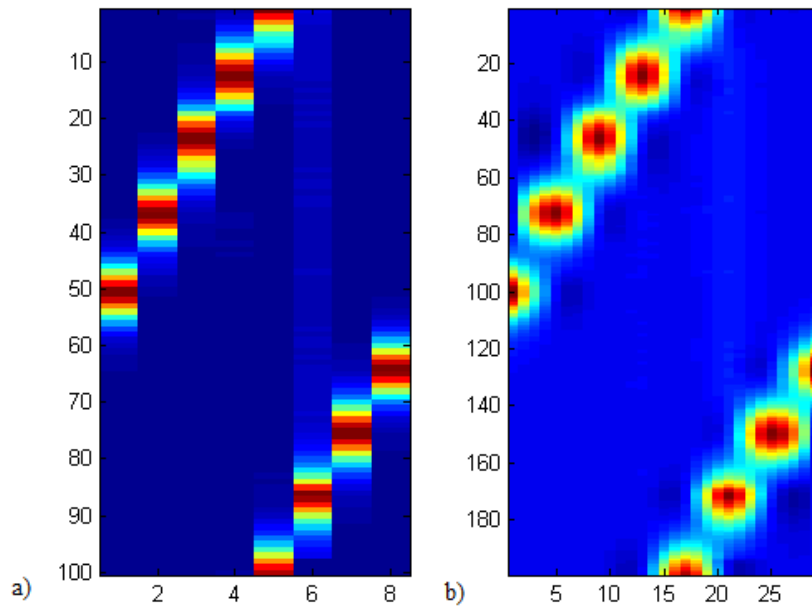


Figura 37: a) Sinograma gerado a partir do *fantoma* de barra. b) Interpolação do sinograma de barra.

A interpolação do sinograma é utilizada em muitos processos de reconstrução, para a avaliação desta metodologia o sinograma gerado pelo sistema BAC circular foi submetido a dois diferentes processos, o primeiro não acontece a utilização de filtros tanto de janelamento como a interpolação (Figura 32a), já para a Figura 32b foi utilizado o janelamento *hamming* e a interpolação *cubic*.

Com o sinograma gerado aplicamos o método de retroprojeção filtrada para a reconstrução das imagens (Figura 33).

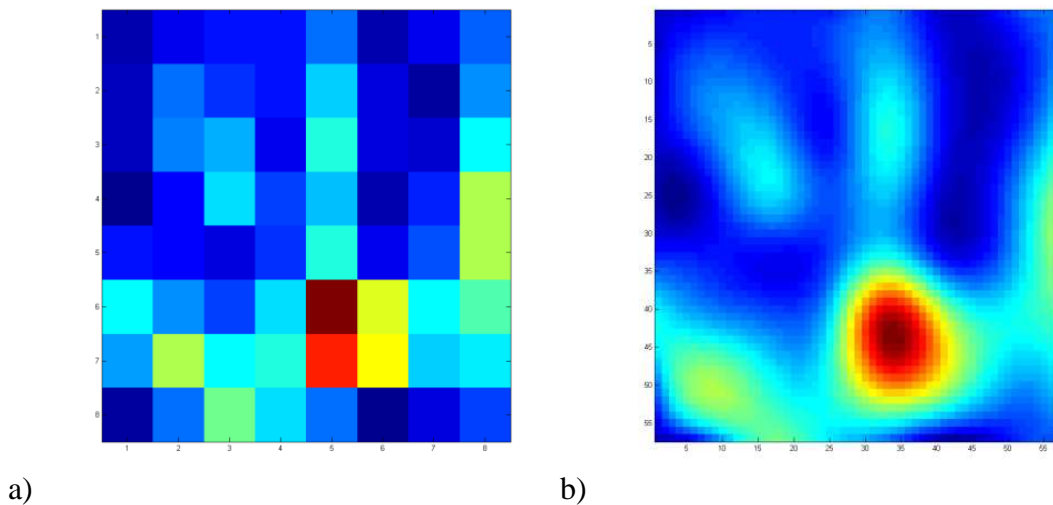


Figura 38: Imagem reconstruída pelo sistema TBAC circular para o fantoma de barra por retroprojeção filtrada: a) sem interpolação; b) com interpolação.

Aplicando o método de reconstrução para o sinograma já interpolado obtemos a Figura 34a e interpolando a imagem obtemos a Figura 34b.

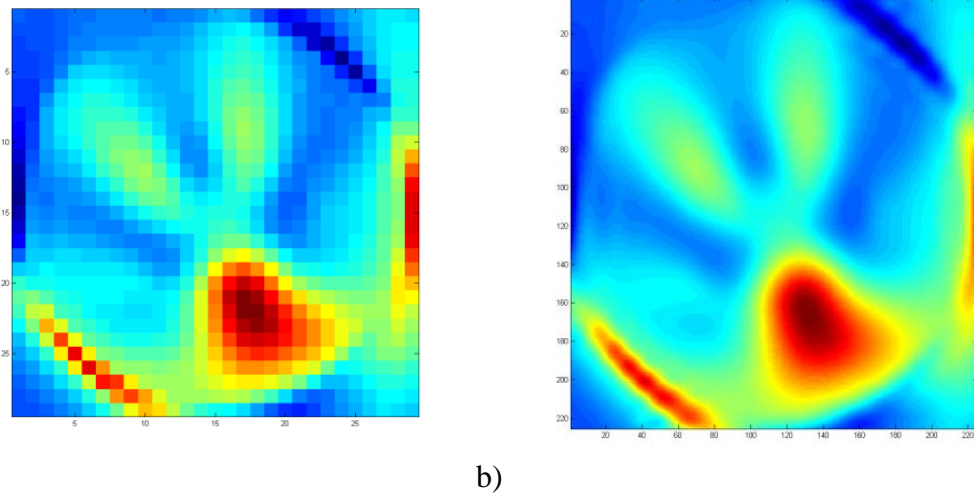


Figura 39: a) Imagem reconstruída a partir do sinograma interpolado gerado para o fantoma de barra pelo sistema BAC circular b) Imagem da segunda interpolação sinograma para o fantoma de barra pelo sistema BAC circular.

Como visto nas Figuras 33 e 34 a interpolação do sinograma distorceu a imagem, o que nos leva a utilizar a utilização de filtros apenas já na imagem já reconstruída, como podemos notar na Figura 34 a imagem do fantoma barra apresentou-se distorcida, um efeito que se deve ao método de aquisição dos sinais, em projetos futuros a correção deste padrão de imagem pode ser corrigido, assim, tornando esse método promissor para a formação das primeiras imagens *in vivo*.

## 5- Conclusão

O sistema de Biosusceptometria de Corrente Alternada (BAC) planar pode ser utilizada para produzir imagens tomográficas dada uma distribuição devido à um material magnético, apesar de ainda estar limitada pelo tempo de aquisição (aproximadamente 3 horas), o que já apresenta uma melhoria significativa, pois anteriormente o tempo de aquisição era de aproximadamente 5 horas, isso se deve a utilização da nova mesa XYZ e pela resolução espacial característica de cada sistema. Neste sentido, aquisições multicanais 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 planar), imagens de mais alta qualidade para pequeno campo de visão foram produzidas



quando o canal central do sistema BAC P2 foi utilizado. Este comportamento também foi observado quando utilizado a compensação de campo magnético. A utilização da técnica de reconstrução por multicanais também proporcionou resultados com a separação das três barras o que quando comparado a utilização do sistema mono canal não ocorreu.

Para resolver o problema do tempo de aquisição da instrumentação planar, um novo arranjo de detectores foi desenvolvido, onde o sistema de grâdiômetros distribuídos ao longo de um anel possibilitou a eliminação da necessidade de translação da amostra, permitindo um menor tempo de aquisição que para o sistema circular fica em torno de dois minutos, ideal para a aplicação na fisiologia de pequenos animais.

Mais informações sobre o desempenho do sistema como sua resolução, relação sinal ruído e estabilidade são necessárias antes da implementação do estudo *in vivo*. A partir de dados disponíveis, foi possível observar que os sensores construídos possuem características semelhantes no que diz respeito à sensibilidade, o que é um ponto importante em sua avaliação, pois pequenas alterações na confecção das bobinas, tanto excitadora, como detectora podem acarretar diferenças significativas na intensidade e forma do campo magnético induzido. Além disso, todas as imagens foram reconstruídas a partir do método de retroprojeção filtrada, que é amplamente utilizada em sistemas lineares, tais como, a tomografia computadorizada e tomografia por emissão de fóton único, no entanto, o sistema BAC não possui essa característica, pois é um sistema não linear, e por consequência, a reconstrução pela FBP pode acarretar alguns artefatos nas imagens.

Para melhorar a qualidade das imagens obtidas pelo sistema BAC a implementação do problema direto para sistemas magnéticos ou o problema inverso pode ser considerado, uma vez que estes métodos também incorporam informações físicas das amostras.

Este trabalho apresentou importantes resultados para a caracterização da tomografia por biosusceptometria AC e, embora tenha focado somente em reconstrução de *fantomas*, criou perspectivas para novos estudos envolvendo novos métodos de reconstrução, estudos de problemas direto e inverso e também aplicações em pequenos animais e farmacotécnica.

## **6- Referências Bibliográficas**

AGOSTINHO, M. R. Otimização e aperfeiçoamento de BAC para estudos envolvendo o trato gastrointestinal. Dissertação (Mestrado em Ciências Biológicas - Farmacologia )

- Instituto de Biociências de Botucatu - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho,” 2011.
- ANDREIS, U. et al. Effect of erythromycin on motility and gastric emptying in dogs, by AC Biosusceptometry. **Int. Congr. Ser.**, v. 1300, p. 307–310, 2007.
- ANDREIS, U. et al. Gastric motility evaluated by electrogastrography and alternating current biosusceptometry in dogs. **Physiol. Meas.**, v. 29, n. 9, p. 1023–31 2008.
- BAULE, G.; MCFEE, R. Detection of the magnetic field of the heart. **Am. Heart J.**, v. 66, n. 1, p. 95–96, 1963.
- BRUYANT, P. P. Analytic and Iterative Reconstruction Algorithms in SPECT. **J Nucl Med**, vol. 43, n. 10, p. 1343-1358, out. 2012.
- CARNEIRO, A. A. O. et al. Biomagnetismo: Aspectos Instrumentais e Aplicações. **Rev. Bras. Ens. Fis.**, v. 22, n. 3, p. 324–338, 2000.
- CHUBACI, F. A. N. F. Desenvolvimento de um Sistema Susceptométrico Multi Sensor para Aquisição de Imagens Magnéticas. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2003
- 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.
- CORÁ, L. A 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.
- Cora, L. A. *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.5523-5534, 2005.
- CORÁ, L. A. et al. Influence of compression forces on tablets disintegration by AC Biosusceptometry. **Eur. J. Pharm. Biopharm**, v. 69, n. 1, p. 372–9, 2008.
- CORÁ, L. A. et al. Magnetic multiparticulate colonic delivery systems evaluated by AC Biosusceptometry. **Int. Congr. Ser.**, v. 1300, p. 303–306, 2007.
- DURAN, J. E. R. **Biofísica: Conceitos e Aplicações**. 2. ed ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2011. p. 408
- GENÇER, N. G.; TEK, M. N. Electrical conductivity imaging via contactless measurements. **IEEE Trans. Med. Imag.**, v. 18, n. 7, p. 617 – 627, mar. 1999.
- GRIFFITHS, H. Magnetic induction tomography, **Meas. Sci. Technol.**, v. 12, n. 8, p. 1126–1131, 1 ago. 2001.
- 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.
- MATOS, R. V. R. et al. Desempenho de sistemas BAC de 13 e 37 canais para imagens tomográficas. In: XVIII CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA. **Anais...**São Pedro - SP: Associação Brasileira de Física Médica, 2013. 1 CD.
- 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, jul. 2007.
- MIRANDA, J. R. A. et al. AC biosusceptometry technique to evaluate the gastrointestinal transit of pellets under influence of prandial state. **J. Pharm. Sci.**, v. 99, n. 1, p. 317 – 324, 2010.
- MIRANDA, J. R. DE A. et al. An AC biosusceptometer to study gastric emptying. **Med. Phys.**, v. 19, n. 2, p. 445 – 448, 1992.
- MIRANDA, J. R. et al. A novel biomagnetic method to study gastric antral contractions. **Phys. Med. Biol.**, v. 42, n. 9, p. 1791–9, 1997.

- 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.
- 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.
- 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.
- ROMANI, G. L.; WILLIAMSON, S. J.; KAUFMAN, L. Biomagnetic Instrumentation. **Rev. Sci. Instrum.**, v. 53, n. 12, p. 1815 – 1845, 1982.
- ROSELL-FERRER, J. *et al.* A multifrequency magnetic induction tomography system using planar gradiometers: data collection and calibration. **Physiol. Meas.**, v. 27, n. 5, p. S271–80, 2006.
- 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, abr. 2005.
- WILLIAMSON, S. J.; KAUFMAN, L. Biomagnetism. **J. Magn. Magn. Mater.**, v. 22, n. 2, p. 129–201, 1981.
- ZULKARNAT *et al.* Magnetic induction tomography: Receiver circuit and its design criteria. **Jurnal Teknologi**, v.64 n.5 p.83-87, 2013