

# Tomografia por Impedância magnética: inversão de dados com o algoritmo *Simulated Annealing*

## Magnetic impedance tomography: data inversion with the Simulated Annealing algorithm

Thierry J. Lemaire<sup>1</sup>, Juan Alberto L. Cruz<sup>2</sup> e Helcimar M. de Jesus<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Física da Universidade Federal da Bahia (UFBA) – Salvador (BA), Brasil.

<sup>2</sup>Departamento de Física da Universidade Estadual de Feira de Santana (UEFS) – Feira de Santana (BA), Brasil.

### Resumo

No presente artigo é apresentado o princípio da técnica experimental de imageamento de partes do corpo humano, chamada Tomografia por Impedância Magnética (TIM), introduzida no início dos anos 90. Este método faz parte das alternativas de imageamento baseadas na utilização de correntes elétricas para mapear a distribuição de condutividade de um objeto, em particular do corpo humano. Uma técnica de inversão do campo magnético, medido em torno de uma seção do objeto em estudo empregando o algoritmo *Simulating Annealing* é descrita e resultados obtidos com dados sintéticos são apresentados.

**Palavras-chave:** tomografia por Impedância Magnética, distribuição de condutividade, tecido humano, corrente elétrica, campo magnético, instrumentação.

### Abstract

In the present paper is presented the principle of the experimental imaging technics of human body regions, called Magnetic Impedance Tomography (MIT), which as been introduced at the beginning of the 90's decade. This method is one of the alternative of imaging technics based on the use of electric currents to map the conductivity distribution of an object, particularly of the human body. An inversion technics of the magnetic field measured around a cross-section of the object under study using the algorithm *Simulated Annealing* is described and the results obtained with synthetic data are presented.

**Keywords:** Magnetic Impedance tomography, distribution of conductivity, human tissue, electric current, magnetic field, instrumentation.

### Introdução

São diversas as técnicas de imageamento do corpo humano<sup>1</sup>. Observamos que, geralmente, elas envolvem equipamentos de certo porte e relativamente caros. Por isso, estudos de outras alternativas de imageamento podem ser atrativos.

Desde os anos 80, na área de instrumentação médica, foram iniciados estudos de técnicas baseadas na injeção de correntes elétricas no corpo humano<sup>2</sup>. O princípio básico é discriminar os diversos tecidos do corpo humano, determinando a distribuição de condutividade da região em estudo. Lembramos que os diversos tecidos apresentam condutividades que variam em duas ordens de grandeza, permitindo assim diferenciá-los com medidas elétricas (contraste grande).

Uma dessas técnicas é chamada de Tomografia por Impedância Elétrica (TIE). Ela envolve um conjunto de

eletrodos distribuídos em volta da seção a ser estudada, que permite a injeção de corrente por um par, enquanto os outros pares de eletrodos conduzem à medição de diferenças de potencial, alternando o par “injetor” com os pares “medidores”. Os dados recolhidos são interpretados (de fato invertidos) com um modelo de condutividade da seção em estudo.

A TIE tem algumas vantagens, como seu baixo custo e sua rapidez, permitindo acompanhar a respiração de um paciente ou seus batimentos cardíacos, por exemplo, levando a uma imagem em tempo real. Entretanto, detalhes técnicos como dificuldade na determinação da impedância de contato eletrodo/corpo humano e a necessidade do conhecimento da geometria e da distribuição dos eletrodos limitam a resolução da técnica. Nos anos 90, o estudo de outra alternativa chamada Tomografia por Impedância

**Autor correspondente:** Thierry Jacques Lemaire – Universidade Federal da Bahia (UFBA) – Campus Universitário de Ondina – CEP: 40210-340 – Salvador (BA), Brasil – E-mail: thierry.lemaire@ufba.br

Magnética (TIM)<sup>3</sup> foi iniciado: um único par de eletrodos permite injetar uma corrente elétrica senoidal no paciente, e o campo magnético, medido em torno da seção em estudo e produzido pela distribuição de corrente dentro do corpo humano permite, em teoria, encontrar esta distribuição de corrente, levando em seguida à determinação da distribuição de condutividade e, finalmente, à natureza dos tecidos presentes.

Neste artigo, apresentamos simulações para ilustrar o comportamento do campo magnético em função das linhas de correntes percorrendo um fantoma hipotético simples. Em seguida, um método de inversão tratado como um problema de otimização é apresentado e ilustrado com dados sintéticos.

### Material e Métodos

No intuito de iniciar o estudo do problema de inversão de dados associado à TIM, foram gerados dados sintéticos<sup>4</sup>, aplicando a lei de Biot e Savart, considerando somente linhas de correntes paralelas conforme desenhado na Figura 1. A corrente total aplicada ao fantoma é de 10 mA, e a frequência desta é de 100 kHz.

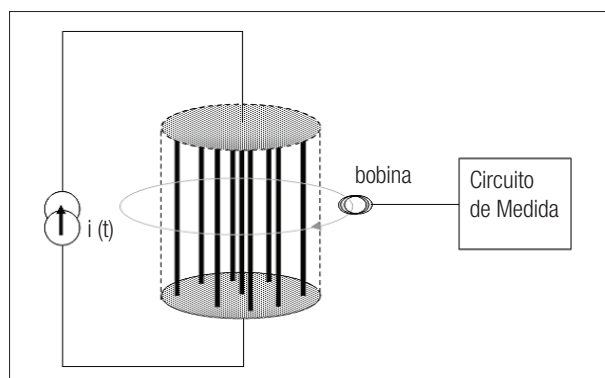


Figura 1. Configuração das linhas de correntes do modelo.

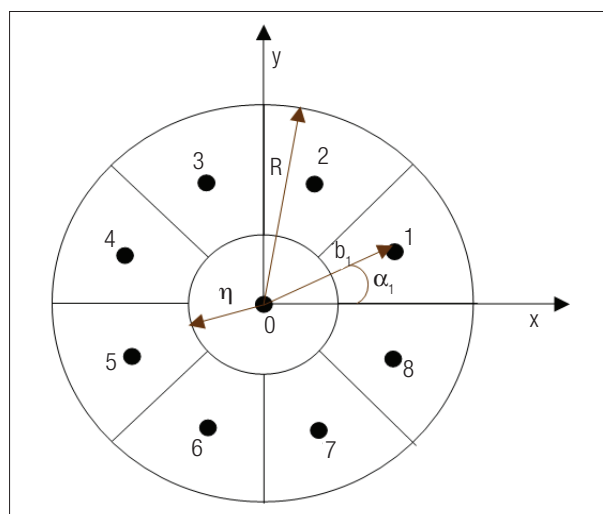


Figura 2. Disposição espacial das linhas de correntes representando um cilindro condutor não homogêneo.

As linhas externas de alimentação deste fantoma virtual não são tomadas em conta no cálculo do campo magnético, considerando que, para um sistema real, esta contribuição será conhecida e poderá ser retirada do sinal medido (componente(s) do campo magnético). As nove linhas de correntes consideradas no modelo simples (e que representam nove regiões de um cilindro, conforme visto na Figura 2) que utilizamos para ilustrar o método, são descritas com as coordenadas cilíndricas:

$$b_0 = 0,0 \text{ cm,}$$

$$b_k = 6,0 \text{ cm, } k = 1, \dots, 8,$$

$$\alpha_k = (k - 1/2) / 4 \text{ rad, } k = 1, \dots, 8,$$

conforme Figura 2 e seguindo as notações da Figura 3, sendo as linhas de comprimento  $L=2 \text{ m}$  (perpendiculares ao plano  $(x,y)$ ).

Para ilustrar a variação do campo magnético em torno do objeto da Figura 1 (função do ângulo azimutal  $\varphi$  (Figura 3), fomos atribuir os valores de correntes listados na Tabela 1 e, que correspondem às regiões numeradas de 0 até 8 na Figura 2.

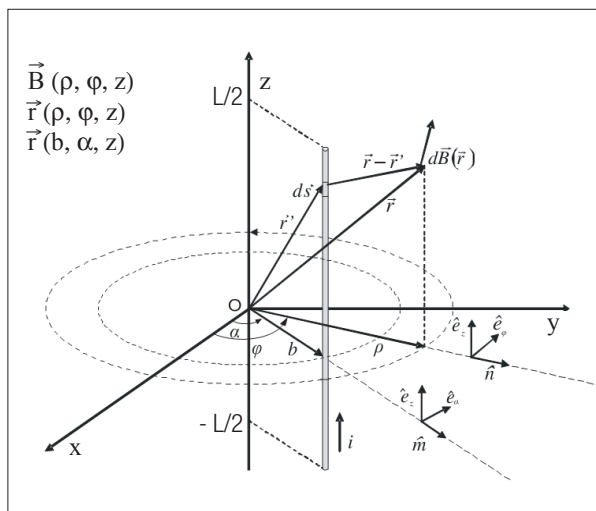


Figura 3. Geometria do problema.

Tabela 1. Parametrização das linhas de correntes com seus valores (medição do campo magnético em  $z=0$ ).

| Região | Coordenadas |                  |        | Correntes de amplitudes $i_j \text{ (mA)}$ |
|--------|-------------|------------------|--------|--|
|        | b (cm)      | $\alpha$ (graus) | Z (cm) |  |
| 0      | 0,0         | 0,0              | 0,0    | 0,91                                       |
| 1      | 6,0         | 22,5             | 0,0    | 0,20                                       |
| 2      | 6,0         | 67,5             | 0,0    | 1,65                                       |
| 3      | 6,0         | 112,5            | 0,0    | 1,16                                       |
| 4      | 6,0         | 157,5            | 0,0    | 2,03                                       |
| 5      | 6,0         | 202,5            | 0,0    | 0,84                                       |
| 6      | 6,0         | 247,5            | 0,0    | 1,43                                       |
| 7      | 6,0         | 229,5            | 0,0    | 0,15                                       |
| 8      | 6,0         | 337,5            | 0,0    | 1,63                                       |

As componentes normal ( $B_n$ ) e azimutal ( $B_\phi$ ) do campo magnético, calculadas a uma distância  $\rho=9$  cm da linha central, são representadas na Figura 4 e mostram variações em função da posição angular que fornecem informações úteis para a inversão.

Para ilustrar a performance do método de inversão, utilizamos somente a componente azimutal do campo magnético. O método emprega o algoritmo chamado *Simulated Annealing*<sup>5</sup> para minimizar uma função custo  $C$  na qual os parâmetros a ser otimizados são as correntes, representadas por um vetor  $\vec{i}$ :

$$C(\vec{i}) = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \left[ \frac{\zeta^{\text{exp}}(\rho, \phi_j, z) - \zeta^{\text{est}}(\rho, \phi_j, z; \vec{i})}{\zeta^{\text{exp}}(\rho, \phi_j, z)} \right]^2 \quad (1)$$

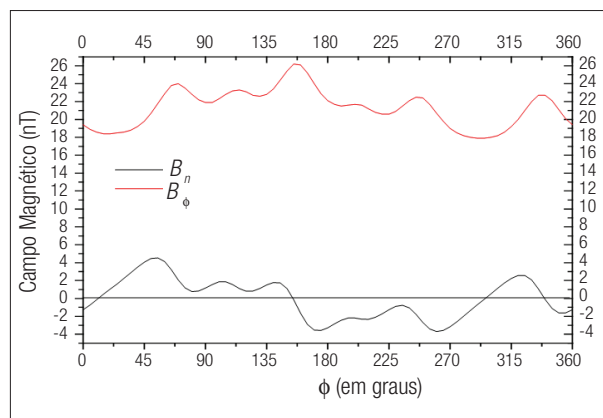
no qual  $\zeta^{\text{exp}}(\rho, \phi_j, z)$  e  $\zeta^{\text{est}}(\rho, \phi_j, z; \vec{i})$  são as tensões medidas e estimadas com o modelo. Durante o processo de inversão, a cada iteração, a soma das correntes elétricas foi mantida igual à corrente total injetada no fantoma, sendo todas estas correntes de mesmo sinal. Lembramos que este vínculo pode ser introduzido de diversas formas no processo iterativo de inversão como, por exemplo, acrescentando um termo de regularização à função custo (1). O erro sobre a determinação das correntes é dado pela quantidade, que chamaremos de erro do modelo:

$$\delta = \frac{1}{N} \frac{\|\vec{i}^{\text{exato}} - \vec{i}\|^2}{\|\vec{i}^{\text{exato}}\|^2} \quad (2)$$

Esta grandeza pode ser calculada nas nossas simulações, porque as correntes verdadeiras são conhecidas.

## Resultados

Apresentamos um resultado de inversão. Nesta tentativa, as correntes verdadeiras e aquelas obtidas pelo processo de inversão são dadas na Tabela 2. No final da tabela são fornecidos os valores da função custo ( $C_{\text{min}}$ ) e do erro do modelo após a conclusão do processo de inversão.



**Figura 4.** Componentes normal e azimutal do campo magnético gerado pelas linhas de correntes do modelo da Tabela 1.

A força eletromotriz oriunda do modelo exato, função da posição angular do sensor que, no caso prático, corresponderia às medidas, e aquela calculada com as correntes obtidas pelo processo de inversão são representadas na Figura 5, na qual o sensor considerado é uma única espira quadrada de 1 cm de lado. Podemos observar uma boa similaridade das duas curvas, indicando uma inversão bem sucedida.

## Discussão e conclusões

Os resultados apresentados neste artigo sugerem a viabilidade da tarefa de inversão dos dados, empregando o algoritmo *Simulated Annealing*; a inversão sendo tratada como um problema de otimização. Entretanto, os cálculos foram realizados com poucas linhas de correntes e precisamos avaliar o desempenho do método para uma maior quantidade de linhas, o que corresponde a uma resolução espacial melhor da técnica de imageamento.

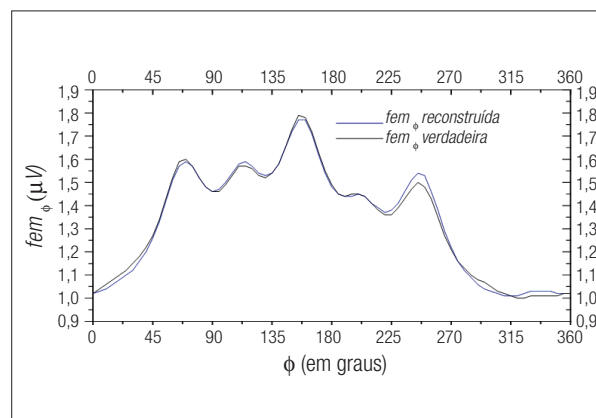
Num estudo futuro, prevemos também incluir a utilização das três componentes do campo magnético para adquirir mais informações úteis ao tratamento dos dados (inversão). Outro ponto que deve ser avaliado é a estabilidade do processo de inversão quando os dados são contaminados por ruído.

**Tabela 2.** Correntes verdadeiras e correntes resultado da inversão.

| Região | Correntes verdadeiras<br>(mA) | Correntes reconstruídas<br>(mA) |
|--------|-------------------------------|---------------------------------|
| 0      | 1,07                          | 1,17                            |
| 1      | 0,24                          | 0,13                            |
| 2      | 1,94                          | 1,90                            |
| 3      | 1,36                          | 1,41                            |
| 4      | 2,39                          | 2,33                            |
| 5      | 0,99                          | 0,93                            |
| 6      | 1,68                          | 1,85                            |
| 7      | 0,17                          | 0,04                            |
| 8      | 0,16                          | 0,25                            |

$$C_{\text{min}} = 1,80 \cdot 10^{-4}$$

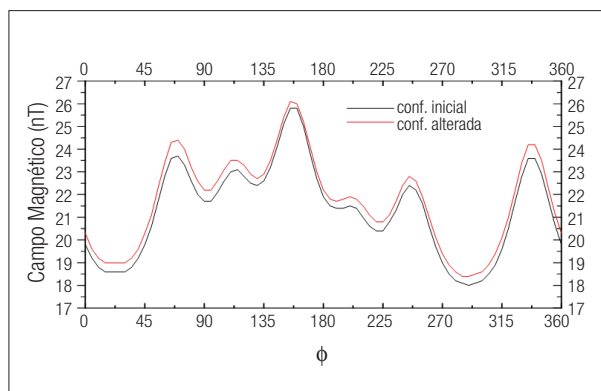
$$\delta = 5,81 \cdot 10^{-4}$$



**Figura 5.** Comparação entre a f.e.m. verdadeira e a f.e.m. reconstruída da inversão.

**Tabela 3.** Duas distribuições de correntes de valores próximas.

| Região | Coordenadas |                  | Correntes     |                |
|--------|-------------|------------------|---------------|----------------|
|        | b (cm)      | $\alpha$ (graus) | Iniciais (mA) | Alteradas (mA) |
| 0      | 0,0         | 0,0              | 0,89          | 0,92           |
| 1      | 6,0         | 22,5             | 0,20          | 0,19           |
| 2      | 6,0         | 67,5             | 1,61          | 1,69           |
| 3      | 6,0         | 112,5            | 1,13          | 1,15           |
| 4      | 6,0         | 157,5            | 1,99          | 1,96           |
| 5      | 6,0         | 202,5            | 0,82          | 0,85           |
| 6      | 6,0         | 247,5            | 1,40          | 1,41           |
| 7      | 6,0         | 229,5            | 0,14          | 0,14           |
| 8      | 6,0         | 337,5            | 1,83          | 1,90           |

**Figura 6.** Componente azimutal do campo magnético para duas distribuições de correntes próximas.

Para ilustrar a sensibilidade da técnica de imageamento às variações da distribuição de correntes, apresentamos uma simulação com o modelo direto (Biot e Savart) onde é calculada a componente azimutal do campo magnético em função da posição angular do sensor (Figura 6) para uma distribuição de corrente dada na Tabela 3 e uma pequena alteração (aleatória) desta com variação relativa de, no máximo, 5%. Observamos uma diferença substancial das duas curvas.

## Referências

1. Hendee WR, Ritenour ER. Medical imaging physics. 4ª ed. New York: Wiley-Liss; 2002.
2. Riu PJ, Rosell J, Bragos R, Casas O. Electrical bioimpedance methods: applications to medicine and biotechnology. Annals of the New York Academy of Science, vol. 873. New York: The New York Academy of Sciences; 1999.
3. Tozer JC, Ireland RH, BARBER DC, BARKER AT. Magnetic Impedance Tomography. Electrical bioimpedance methods: applications to medicine and biotechnology. Annals of the New York Academy of Science, vol. 873. New York: The New York Academy of Sciences; 1999.
4. Moura JH. Métodos de otimização aplicados à tomografia por impedância magnética [trabalho de conclusão de curso]. Feira de Santana: Universidade Estadual de Feira de Santana. Departamento de Física, 2005.
5. Laarhoven PJV, Aarts EH. Simulated Annealing: Theory and applications. Reidel: Dordrecht; 1987.
6. Santos MV. Desenvolvimento de um fantoma para estudo da Tomografia por Impedância Magnética [trabalho de conclusão de curso]. Feira de Santana: Universidade Estadual de Feira de Santana. Departamento de Física, 2007.