

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/313406305>

# FIGURAS DE MÉRITO EM UM SISTEMA MULTITERMINAL ESTÁTICO PARA TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

Conference Paper · January 2006

CITATIONS

0

READS

12

1 author:



[José Weberszpil](#)

Federal Rural University of Rio de Janeiro, Nova Iguaçu, Brazil

42 PUBLICATIONS 220 CITATIONS

[SEE PROFILE](#)

Some of the authors of this publication are also working on these related projects:



Aspects of Generalized thermodynamics with Fractal Derivatives - Connections with nonextensive statistical Mechanics [View project](#)



Structural Derivative Model for Tissue Radiation Response [View project](#)

# FIGURAS DE MÉRITO EM UM SISTEMA MULTITERMINAL ESTÁTICO PARA TOMOGRAFIA POR IMPEDÂNCIA ELÉTRICA

J. Weberszpil\*, M.R. Neves\*, A.V. Cardoso<sup>+</sup> e M.N. Souza\*<sup>+,+</sup>

\* Programa de Engenharia Biomédica da COPPE

<sup>+</sup> Departamento de Eletrônica e de Computação da Escola Politécnica

Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: josewebe@peb.ufrj.br

**Abstract:** The present paper discusses parameters that allow comparing the image quality of Electric Impedance Tomography (EIT) systems. The evaluation of such parameter for a system of EIT that has been developed at COPPE/UFRJ points to a image quality similar to the best ones reported over the world.

**Palavras-chave:** Tomografia por impedância Elétrica, Resolução, Imagens Médicas.

## Introdução

A Tomografia por Impedância Elétrica (EIT) é um método usado para obtenção de imagens médicas baseadas na distribuição de condutividade elétrica da seção reta dos vários órgãos internos que interceptam o chamado plano tomográfico [1].

A maioria dos sistemas de EIT existentes usam o chamado imageamento dinâmico, o qual consiste em imagear as diferenças entre dois estados físicos do volume estudado, como a inspiração e a expiração, por exemplo [2]. Apesar da técnica de imageamento dinâmico poder fornecer imagens muito úteis, muitos protocolos médicos requerem um sistema com capacidade de fornecer imagens estática.

Em artigos anteriores [3,4,5] apresentou-se um sistema de EIT estático que vem sendo desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica da COPPE/UFRJ e que se baseava numa abordagem alternativa para estimação teórica da matriz de condutividade a partir das variáveis elétricas adquiridas. Os métodos utilizados, chamados de abordagem multiporta e multiterminal, permitem a obtenção de imagens estáticas por EIT, após uma adaptação do método de retro-projeção (*backprojection*) [6] como algoritmo de reconstrução de imagens.

A despeito das diferenças anteriormente mencionadas, torna-se importante comparar a qualidade das imagens obtidas em diferentes sistemas de EIT, em desenvolvimento, nos vários grupos de pesquisa internacionais. Com este objetivo o presente trabalho investiga algumas figuras de mérito para a avaliação da qualidade das imagens fornecidas por sistemas de EIT. Os resultados de imagens obtidas em *phantom* de solução salina com nosso protótipo de EIT estático são apresentados, assim como o cômputo das figuras de

mérito investigadas e sua comparação com índices análogos apresentados na literatura. Tais resultados indicam que nosso sistema de EIT apresenta qualidade comparável às melhores reportadas.

## Metodologia

### Figuras de Mérito

A qualidade das reconstruções de sistemas EIT pode ser avaliada [7] considerando-se várias variáveis, tais como: o tamanho do pico reconstruído da chamada função de espalhamento de ponto (*PSF – Point Spread Function*), o qual é referido como contraste; a largura a meia altura do pico reconstruído, a qual define a resolução e a oscilação residual da reconstrução no contorno da imagem, podendo ser associada ao “borramento” no contorno da imagem. Dadas estas considerações, vários parâmetros têm sido propostos na literatura para quantificar a qualidade das reconstruções dos sistemas de EIT.

Uma das figuras de mérito, denominada resolução espacial [8], para um sistema de imageamento, pode ser medida encontrando-se a separação mínima entre dois objetos do tipo pontos ou linhas, que podem ser resolvidos pelo sistema de imageamento. A definição apresentada é análoga ao poder de separação de um interferômetro na óptica (critério de Rayleigh) [9]. Adler e Guardo [10] definem resolução como a figura de mérito que quantifica o quão próximo dois contrastes devem estar, antes do processo de reconstrução da imagem borrá-los em uma única forma.

Como mencionado anteriormente, a resolução está relacionada com *PSF* de um pequeno contraste. Deste modo, podemos definir o poder de separação (*Psep*) como:

$$Psep = \frac{|FWHM|}{|x_2 - x_1|} \quad (1)$$

onde FWHM é a largura a meia altura da *PSF*,  $x_2$  e  $x_1$  são as coordenadas de dois objetos pontuais.

Alguns autores [11] definem resolução, para um único objeto a ser imageado, como  $Res = 1/|FWHM|$  da *PSF* ou simplesmente como a própria FWHM [14]. Outros autores [12] apresentam o raio de borramento (*BR – blur radius*) como parâmetro para quantificar a

resolução de um sistema de imageamento por *EIT*, sendo tal atributo definindo como:

$$BR = \frac{r_z}{r_0} = \sqrt{\frac{A_z}{A_0}} \quad (2)$$

onde  $r_0$  e  $A_0$  são o raio e a área totais do plano tomográfico, respectivamente, e  $r_z$  e  $A_z$  o raio e a área da região contendo a metade da magnitude da imagem reconstruída de um ponto de contraste.

Neste artigo usaremos as equações (1) e (2) para definir figuras de mérito que representem a qualidade de um sistema de imageamento por *EIT*.

Como nosso sistema de *EIT* é baseado em abordagens metodológicas diferentes das comumente utilizadas em outros sistemas de *EIT*, segue um breve resumo dos métodos multiporta e multiterminal usados.

### Abordagem Multiporta

A abordagem multiporta é uma técnica usada no campo de Teoria de Circuitos [13] para estudar um sistema desconhecido a partir do comportamento de seus parâmetros externos [3,4,5].

O sistema multiporta genérico (Figura 1) tem  $v_p$  como voltagem entre dois terminais adjacentes, i.e., uma porta,  $i$  é a corrente injetada em cada terminal e  $i_p$  como corrente de porta (a diferença entre duas correntes injetadas adjacentes). A partir da Teoria de Circuitos este sistema pode ser caracterizado por uma matriz  $N \times N$  de impedância em circuito aberto ( $Zi$ ), definida como:

$$\mathbf{Vp} = \mathbf{Zi} \cdot \mathbf{Ip} \quad (3)$$

onde  $\mathbf{Vp}$  é o vetor voltagem de porta ( $N \times 1$ ),  $\mathbf{Ip}$  é o vetor corrente de porta ( $N \times 1$ ) e cada elemento  $z_{ij}$  da matriz  $\mathbf{Zi}$  é definida como:

$$z_{ij} = \frac{vp_i}{ip_j}, \quad \text{com } i_{pk} = 0, \quad k=1,2,\dots,N \text{ e } k \neq j \quad (4)$$

Cada termos  $z_{ij}$  carrega em si a informação da resistividade relacionada a porção do plano tomográfico que conecta a porta  $j$  de excitação por corrente e a porta  $i$  de medição de voltagem. Assim, a matriz  $\mathbf{Zi}$  pode ser interpretada como tendo uma mistura de informações sobre resistividade (ou condutividade) e geometria, sendo a última dependente apenas da posição o eletrodo.

Nesse contexto, pode-se mostrar [3], que no caso de um meio homogêneo (i.e. condutividade constante), cada elemento da forma teórica da matriz  $\mathbf{Zi}$  ( $\mathbf{Zi}_{teo}$ ) pode ser expresso como:

$$z_{teo\ ij} = \frac{\rho_s}{2\pi} \ln \left[ \frac{\left| \zeta_2 - a \right| \left| \zeta_2 - \frac{1}{a} \right| \left| \zeta_1 - b \right| \left| \zeta_1 - \frac{1}{b} \right|}{\left| \zeta_1 - a \right| \left| \zeta_1 - \frac{1}{a} \right| \left| \zeta_2 - b \right| \left| \zeta_2 - \frac{1}{b} \right|} \right] \quad (5)$$

onde,  $\rho_s$  é a resistividade superficial do meio,  $a$  e  $b$  são coordenadas complexas que definem a porta  $j$  onde a corrente de excitação é aplicada; e  $\zeta_1$  e  $\zeta_2$  são as coordenada complexas da porta  $i$  onde a tensão de porta é medida.

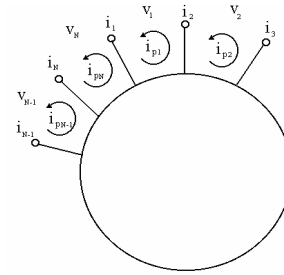


Figura 1. Ilustração do sistema multiporta.

A formal experimental da matriz  $\mathbf{Zi}$  ( $\mathbf{Zi}_{exp}$ ) pode ser interpretada como uma versão da matriz teórica  $\mathbf{Zi}_{teo}$ , onde cada termo  $z_{ij}$  tem agora diferente resistividade local, ao invés de uma resistividade constante. Note-se que um importante aspecto de cada termos é a sua informação geométrica. A matriz  $\mathbf{Zi}_{exp}$  irá, portanto, representar o produto, elemento por elemento, de duas matrizes (equação 6), sendo uma delas a matriz geométrica  $\mathbf{Ge}$ , obtida da matriz teórica  $\mathbf{Zi}_{teo}$  com  $\rho_s = 1$ , e a outra sendo a matriz de resistividade  $\mathfrak{R}$  que carrega em si informação da distribuição de resistividade. Cada elemento  $\rho_{ij}$  da matriz  $\mathfrak{R}$  carrega a informação local da resistividade na região entre a porta de excitação  $j$  e a porta de medida  $i$ .

$$\mathbf{Zi}_{theo} = \mathbf{Ge} (*) \mathfrak{R} \quad (6)$$

onde  $(*)$  denota o produto, elemento por elemento das duas matrizes; e os termos da matriz geométrica  $\mathbf{Ge}$  são definidos como:

$$g_{ij} = \frac{1}{2\pi} \ln \left[ \frac{\left| \zeta_2 - a \right| \left| \zeta_2 - \frac{1}{a} \right| \left| \zeta_1 - b \right| \left| \zeta_1 - \frac{1}{b} \right|}{\left| \zeta_1 - a \right| \left| \zeta_1 - \frac{1}{a} \right| \left| \zeta_2 - b \right| \left| \zeta_2 - \frac{1}{b} \right|} \right] \quad (7)$$

A matriz experimental  $\mathbf{Zi}_{exp}$  pode ser obtida pelo método convencional de multiplexagem da excitação [1] e a matriz geométrica ( $\mathbf{Ge}$ ) pode ser computada previamente, pois é dependente apenas das posições dos eletrodos. Desse modo, a divisão elemento por elemento, dessas duas matrizes, leva à matriz de resistividade  $\mathfrak{R}$ .

### Abordagem Multiterminal

No método multiterminal, a corrente de excitação é aplicada a um dos eletrodos, com todos os outros considerados em potencial nulo; i.e. aterrados (Figura 2). Essa configuração representa um método não usual de aquisição de dados para *EIT*, onde amplificadores especiais de transimpedância devem ser usados para garantir o potencial nulo no ponto de medida da corrente.

Nesse caso, uma matriz de admitância, ao invés de uma de impedância, é a que melhor define o sistema (equação 8), sendo tal matriz o resultado das equações nodais do sistema.

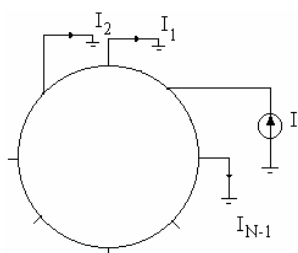


Figura 2 Ilustração do sistema multiterminal.

$$\mathbf{I} = \mathbf{Y} \cdot \mathbf{V} \quad (8)$$

onde  $\mathbf{I}$  é o vetor corrente de terminal,  $\mathbf{V}$  é o vetor de tensão nodal e  $\mathbf{Y}$  é a matriz de admitância, onde cada termo é definido como:

$$y_{ij} = \frac{i_i}{v_j}, \quad \text{com } v_k = 0, \quad k=1, 2, \dots, N \text{ e } k \neq j \quad (9)$$

Em [4] demonstra-se que a matriz  $\mathbf{Y}$  pode ser calculada a partir da matriz  $\mathbf{Z}_i$  discutida anteriormente. Assim como no caso multiporta, a estimativa de uma matriz de condutividade  $\mathbf{G}$  pode ser obtida por uma divisão elemento por elemento das formas experimental e teórica da matriz  $\mathbf{Y}$ . A aplicação subsequente de um método adequado de reconstrução de imagens leva à obtenção da imagem final de *EIT*, que neste caso, estará relacionada à distribuição de condutividade ao invés de distribuição de resistividade.

### O protótipo de *EIT*

Um protótipo baseado na abordagem multiterminal vem sendo desenvolvido no Laboratório de Instrumentação Biomédica COPPE/UFRJ, sendo, pelo melhor de nossa informação, um dos primeiros sistemas brasileiros de *EIT*.

O hardware do protótipo é constituído de fonte de corrente senoidal ( $800\mu A_p$ , 50kHz), 16 amplificadores de transcondutância ( $10,4k\Omega$ ), uma placa de aquisição de 16 canais (NI<sup>®</sup> PCI - 6062 model) instalada em um microcomputador PC compatível e um circuito de controle que permite o chaveamento da corrente de excitação. Todo o sistema trabalha sob controle de um *software* implementado em LABVIEW (National Instruments, USA), que também mostra e processa (se desejado) a imagem final de *EIT*.

### Experimental

Com a finalidade de se avaliar a qualidade do sistema de *EIT* multiterminal estático que vem sendo desenvolvido, foram realizados experimentos com cilindros de PVC imersos em um *phantom* de solução salina, com diâmetro de 26cm.

O primeiro experimento avaliou o *Psep* e utilizou dois cilindros de 3,5cm de diâmetro, separados de 17cm, posicionados sobre o diâmetro do *phantom* (Figura 3(a)).

O segundo experimento estimou o BR e consistiu de duas séries de coletas de dados empregando-se apenas um objeto imerso na solução salina em

localizações diversas do *phantom*. A primeira série utilizou um cilindro de diâmetro 3,5cm e a segunda, de 2,5cm.

### Resultados

A Figura 3 ilustra o arranjo experimental para avaliação do *Psep* e a respectiva imagem *EIT*.

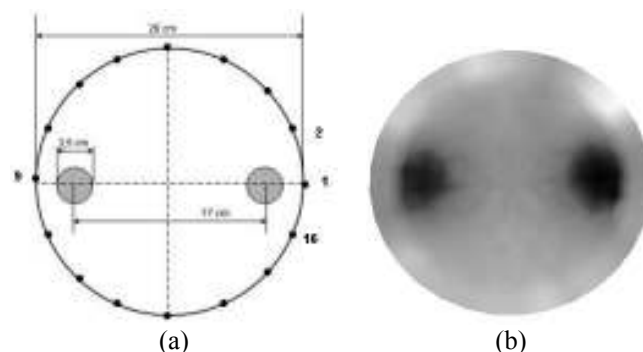


Figura 3: Posicionamento relativo de dois objetos da imagem real (a) e sua imagem *EIT* (b).

A *PSF* para os dois objetos imageados pode ser vista na Figura 4.



Figura 4: Visão 3D da *PSF* para dois objetos. A linha branca pontilhada fornece a base para o cálculo da *FWHM* da *PSF*, cuja largura a meia altura está indicada pela linha pontilhada preta.

No primeiro experimento obteve-se *Psep*= 40% e *BR*= 21%, sendo que o raio de borrimento teórico (raio do objeto dividido pelo da cuba contendo a solução salina) era de 13%.

A tabela 1 apresenta os valores *BR* obtidos no segundo experimento para várias posições no plano tomográfico.

Tabela 1: Raios de Borrimento para os 2 objetos avaliados

Posição	<i>BR</i> (D=3,5cm)	<i>BR</i> (D=2,5cm)
Próximo ao eletrodo 1	32%	25%
Próximo ao eletrodo 7	25%	22%
Próximo ao eletrodo 9	30%	24%
Entre o centro e eletrodo 1	37%	40%
Entre o centro e eletrodo 7	36%	NA
Entre o centro e eletrodo 9	33%	NA

NA= Não Adquirida, D= Diâmetro

## Discussão

Os resultados demonstram que o protótipo construído e baseado na abordagem multiterminal é capaz de realizar imageamento estático por *EIT*, comparável em qualidade de imagem a outros trabalhos reportados na literatura [6,12]. No entanto, somente valores de figuras de mérito propiciariam uma comparação objetiva, fato que não se torna possível devido à falta de mensuração e divulgação de parâmetros em artigos científicos na área de *EIT*.

Observou-se que em nosso sistema o raio de borramento não é constante ao longo do plano tomográfico, aumentando à medida em que as posições se aproximam do centro.

Os resultados também apontam para uma dependência do raio de borramento com o diâmetro do objeto imageado. Assim, objetos de menor diâmetro, dentro do limite da acuidade do sistema, têm as melhores resoluções.

Vale a pena ressaltar-se que figuras de mérito bem definidas e de fácil obtenção permitem não só a comparação entre sistemas de *EIT*, como também verificar alterações na qualidade em função da posição e de outros fatores relevantes.

## Conclusão

Foram apresentadas figuras de mérito para avaliação de imagens em sistemas de *EIT*, com destaque para a nova figura chamada poder de separação. Usando-se tais parâmetros, foi investigada a qualidade das imagens estáticas fornecidas pelo protótipo de *EIT* multiterminal desenvolvido na COPPE/UFRJ. Os resultados indicam que tal sistema pode realizar imageamento, em *phantom* de solução salina, com qualidade comparável aos sistemas dinâmicos de outros grupos de pesquisa.

Acredita-se que a qualidade das imagens de nosso sistema pode ainda ser melhorada corrigindo-se detalhes como, por exemplo, a influência das resistências dos eletrodos e das impedâncias de entrada dos pré-amplificadores usados na abordagem multiterminal, no cálculo da matriz de condutividade (ou de resistividade).

Foi salientada a importância da criação e utilização de figuras de mérito de fácil obtenção para a adequada comparação de sistemas de *EIT* com diferentes abordagens metodológicas.

## Agradecimentos

Este trabalho foi parcialmente financiado pelas agências governamentais CNPq e CAPES.

## Referências

[1] Boone K., Barber D. and Brown B., "Review -

Imaging with Electricity: Report of the European Concerted Action on Impedance Tomography", *J. of Med. Eng. & Tech.* N. 6 vol. 21, pp. 201-232, 1997.

- [2] A. V. Korjenevsky, "Reconstruction of absolute conductivity distribution in the Electrical Impedance Tomography", *Proc. of the IX Int. Conf. Electrical Bio-Impedance* (Heidelberg), pp 532-535, 1995.
- [3] A.T. Kauati, M.N. Souza and J. Nadal, "A New Analytical Method for the Inverse Problem in Electrical Impedance Tomography", *Proceedings of the 20<sup>th</sup> Intern. Conf. on the IEEE EMBS*, vol. 20, No. 2, pp. 1044-1047, Hong Kong, China, 1998.
- [4] A.T. Kauati, M.N. Souza and J. Nadal, "A multiterminal Approach to the EIT Inverse Problem", *Proceedings of the 21<sup>st</sup> Intern. Conf. on the IEEE EMBS*, pp. 1128, Atlanta, USA, 1999.
- [5] B.L.P. da Silva, F.R. Avila, and M.N. Souza, "Results of an EIT prototype able to supply static images", *Proceedings of the 21<sup>st</sup> Intern. Conf. on the IEEE EMBS*, pp. 982-985, Cancun, Mexico, 2003.
- [6] D. C. Barber, "Quantification in Impedance Imaging", *Clin. Phys. Physiol. Meas. Suppl. A* vol 11, pp 45-56, 1990.
- [7] Claude Cohen-Bacrie, Yves Goussard and Robert Guardo, "Regularized Reconstruction in Electrical Impedance Tomography Using a Variance Uniformization Constraint", *IEEE, Trans. On Med Imaging*, vol.16 n5, 1997.
- [8] Basak Ülkler Karbeyaz and Nevzat Gençer, "Electrical Conductivity Imaging via Contactless Measurements: An Experimental Study", *IEEE, Trans. On Med Imaging*, vol.22 n5, 2003.
- [9] Eugene Hecht/ Alfred Zajac, *Óptica*, Adelphi University, Addison-Wesley Publishing Company, 1974.
- [10] Andy Adler and Robert Guardo, "Electrical Impedance Tomography: Regularized Imaging and Contrast Detection", *IEEE, Trans. On Med Imaging*, vol.15 n2, 1996.
- [11] C. J.Kotre, "EIT Image Reconstruction Using Sensitivity Weighted Filtered Backprojection", *Physiol. Meas.* 15, A125-A136, 1994.
- [12] Peter Metherall, "Three Dimensional Electrical Impedance Tomography of the Human Thorax", Doctoral thesis, Univ of Sheffield, 1998.
- [13] Balabanian, *Electrical Network Theory* (New York: John Wiley & Sons), 1969.