

# Desenvolvimento de uma Metodologia para Monitoramento Contínuo da Fração de Ejeção Cardíaca - Estudos Preliminares

**Franciane Conceição Peters**, Mestrado em Modelagem Computacional, UFJF,  
e-mail: [franciane.peters@engenharia.ufjf.br](mailto:franciane.peters@engenharia.ufjf.br)

**Luis Paulo da Silva Barra**, Mestrado em Modelagem Computacional, Departamento de Estruturas, UFJF,  
e-mail: [luis.barra@ufjf.edu.br](mailto:luis.barra@ufjf.edu.br)

**Rodrigo Weber dos Santos**, Mestrado em Modelagem Computacional, Departamento de Ciência da Computação, UFJF,  
e-mail: [rodrigo.weber@ufjf.edu.br](mailto:rodrigo.weber@ufjf.edu.br)

**Gildo de Almeida Leonel**, Mestrado em Modelagem Computacional, UFJF,  
e-mail: [gildo.leonel@gmail.com](mailto:gildo.leonel@gmail.com)

## Introdução

O presente trabalho apresenta estudos iniciais referentes ao desenvolvimento de uma metodologia para a utilização da tomografia por impedância elétrica (TIE) para monitoramento contínuo da fração de ejeção cardíaca. A TIE é uma técnica de reconstrução de imagem que, a partir de injeção de corrente elétrica e medidas de potencial no contorno externo do corpo, permite a determinação da distribuição de condutividades no interior deste domínio. Esta técnica é utilizada em geofísica, na indústria e também na área médica, na qual se destaca por sua viabilidade em monitoramentos contínuos, uma vez que não se baseia em radiação ionizante e também por seu baixo custo em relação a outras técnicas, como ressonância magnética (RM) e tomografia computadorizada (TC).

A fração de ejeção (FE) cardíaca é uma medida da fração de sangue bombeado por cada um dos ventrículos a cada ciclo do coração e pode ser determinada atualmente por meio de técnicas como ecocardiograma, RM e TC. No entanto, devido principalmente aos seus altos custos, estas técnicas não podem ser utilizadas para monitoramento contínuo da FE de pacientes em unidades de terapia intensiva.

Desta forma, estuda-se a viabilidade deste monitoramento através da TIE, que é considerado um problema inverso e mal posto.

## Problema Inverso

O problema da TIE pode ser tratado como um problema de mínimos quadrados não-lineares. Sendo  $x$  um vetor com  $n$  parâmetros geométricos que determinam a distribuição de condutividades numa seção transversal do tórax, busca-se encontrar  $x^*$  que minimiza ( $F$ ), uma função da diferença entre os valores de potenciais elétricos medidos ( $Z_i$ ) em eletrodos dispostos no contorno externo do corpo e os potenciais elétricos calculados ( $z_i$ ) para a dada distribuição de condutividades no passo atual do processo de minimização:

$$F = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m (f_i)^2 = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m (Z_i - z_i)^2 .$$

O parâmetro  $m$  depende do padrão de solicitação e do número de eletrodos utilizados. Por exemplo, utilizando-se o padrão de solicitação diametral e fixando 16 eletrodos no contorno externo, obtêm-se um conjunto de  $m = 104$  medidas de potencial.

Para a resolução do problema de mínimos quadrados não-lineares, foram testadas duas implementações do método de Levenberg-Marquardt. Em uma delas é utilizado o jacobiano do vetor resíduo  $f$  e na outra (versão secante) estas derivadas parciais são aproximadas e atualizadas com base nas sucessivas avaliações de  $f$ .

## Problema Direto

O problema direto associado à TIE consiste do cálculo de potenciais elétricos nos eletrodos para uma dada distribuição de condutividades sujeita a um conjunto predefinido de solicitações. Para um domínio homogêneo, este problema recai na resolução da equação de Laplace

$$\sigma \nabla^2 u = 0 ,$$

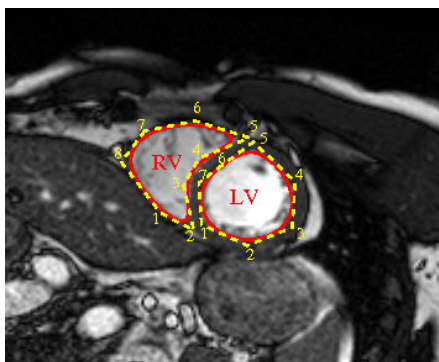
onde  $u$  é o potencial elétrico e  $\sigma$  é a condutividade no domínio. Nos casos em que o domínio pode ser dividido em regiões de condutividades constantes e distintas entre si, esta equação deve ser resolvida para cada região separadamente, respeitando condições de compatibilidade para os valores de potencial e fluxo elétrico nas interfaces entre as diferentes regiões.

No presente trabalho, a equação de Laplace é resolvida numericamente pelo Método dos Elementos de Contorno, utilizando-se interpolação funcional constante e discretização do contorno externo e das interfaces com elementos lineares, resultando um sistema linear cuja solução fornece os valores incógnitos, isto é, potencial ou fluxo nos nós funcionais dos elementos do contorno externo e ambos nos nós dos elementos das interfaces.

## Parametrização das Sub-Regiões do Domínio

A distribuição de condutividades no domínio é determinada pelos  $n$  parâmetros geométricos  $x_i$  que definem as coordenadas dos pontos de controle das *splines* que limitam as regiões com diferentes condutividades. A partir de imagens de ressonância magnética de uma

seção transversal do tórax nos momentos de sístole e diástole, pode-se aproximar os contornos de interesse com, por exemplo, 15 parâmetros em cada situação. Determina-se, então uma parametrização destes contornos com base na interpolação entre estes valores dos pontos de controle, como pode ser visto na Figura 1. Esta parametrização, obtida a partir de imagens conhecidas do paciente, reduz o espaço de busca, melhorando a eficiência do algoritmo.



**Figura 1: Resultado da parametrização das cavidades ventriculares no instante da diástole.**

### Resultados Preliminares

Os primeiros resultados foram obtidos utilizando-se um modelo bidimensional bastante simplificado (Rush S., 1963) para a distribuição de condutividades no tórax. Neste modelo, consideram-se apenas duas condutividades distintas, a das cavidades ventriculares e uma média das condutividades dos demais tecidos, dez vezes menor que a primeira. Como dados experimentais não estão disponíveis, medidas de potencial experimentais foram obtidas numericamente e para uma simulação de disfunção cardíaca, os valores de fração de ejeção determinados pela TIE foram satisfatoriamente próximos dos reais, com erros menores que 7% nos valores da FE do principal ventrículo, o esquerdo. Atualmente, tem-se trabalhado na melhoria do modelo 2D, com a consideração de outras regiões, como por exemplo, os pulmões, que ocupam significativa porção da área da seção transversal.

### Conclusões e Trabalhos Futuros

Pode-se concluir que a metodologia proposta, que utiliza um modelo simplificado tórax, atinge o objetivo de identificar a ocorrência de uma disfunção cardíaca que altere a fração de ejeção.

Embora os resultados descritos sejam referentes ao modelo bidimensional do tórax, pretende-se desenvolver o modelo tridimensional, uma vez que a fração de ejeção é função da variação do volume dos ventrículos entre a sístole e a diástole e não da área de suas seções, como é feito até agora. A criação de tal modelo envolve, entre outras coisas, a geração da malha das superfícies que limitam o tórax, as cavidades do coração e os principais órgãos, como os pulmões e a adequação da metodologia até então utilizada para o domínio 3D.

Desta forma, pretende-se apresentar neste encontro os resultados obtidos com o modelo bidimensional e o estágio de desenvolvimento do modelo tridimensional.

### Agradecimentos

À CAPES, pela bolsa de Mestrado e ao Programa de Incentivo à Inovação, uma parceria entre a UFJF, SEBRAE e Governo do Estado de Minas Gerais, que financia o projeto do qual estes estudos fazem parte.

### Referências bibliográficas

- Barber, D. C.; Brown, B. H., Applied potential tomography. *Journal of Physics EScientific Instruments*, vol. 17, n. 9, pp. 723–733, 1984.
- Barra, L. P. S.; Mappa, P., Cardoso, S.; Peters, F. C., Comparação do desempenho computacional de algoritmos de otimização na solução de um problema inverso. *SIMMEC*, Belo Horizonte, 2008.
- Barra, L. P. S.; Peters, F. C.; Martins, C. P.; Barbosa, H. J. C., Computational experiments in electrical impedance tomography. In *XXVII Iberian Latin American Congress on Computational Methods in Engineering*, Belém, 2006.
- Brebbia, C., Telles; J. C. F.; Wrobel, L. C., *Boundary Elements Techniques: Theory and Applications in Engineering*. Springer-Verlag, 1984.
- Grimnes, S., *Bioimpedance and bioelectricity basics*, 2008.
- Kerner, T.; Paulsen, K.; Hartov, A.; Soho, S.; Poplack, S., Electrical impedance spectroscopy of the breast: Clinical imaging results in 26 subjects. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, n. 6, pp. 638–645, 2002.
- Kim, M.; Kim, K.; Kim, S., Phase boundary estimation in two-phase flows with electrical impedance tomography. *Int. Comm. Heat Transfer*, vol. 31, n. 8, pp. 1105–1114, 2004.
- Madsen, K.; Nielsen, H.; Tingleff, O., *Methods for non-linear least squares problems*, 2004.
- Metherall, P., *Three Dimensional Electrical Impedance Tomography of the Human Thorax*. PhD thesis, University of Sheffield, 1998.
- Patterson, R. P.; Zhang, J., Evaluation of an EIT reconstruction algorithm using finite difference human thorax models as phantoms. *Physiological Measurement*, vol. 24, n. 2, pp. 467–475, 2003.
- Polydorides, N.; Lionheart, W.; McCann, H., Krylov subspace iterative techniques: On the brain activity with electrical impedance tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, n. 6, pp. 596–603, 2002.
- Press, W.; Teukolsky, S.; Vetterling, W.; Flannery, *Numerical Recipes in Fortran 77*, Cambridge University Press, 1986.
- Rush, S.; McFee, R.; Abildskov, J. A., Resistivity of body tissues at low frequencies. *Circulation Research*, vol. 12, n. 1, pp. 40–50, 1963.
- Saad, Y., *Iterative Methods for Sparse Linear Systems*. SIAM, 2003.
- Saad, Y.; Schultz, M., Gmres a generalized minimal residual algorithm for solving nonsymmetric linear systems. *SIAM Journal of Sci. and Statistical Computing*, vol. 7, pp. 856–869, 1986.
- Trigo, F.; Lima, R.; Amato, M., Electrical impedance tomography using extended kalman filter. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, n. 1, pp. 72–81, 2004.