

# Node-Mapping EIT Method Based on Regression Analysis

Jjianjun Zhang<sup>#</sup>, Guizhi Xu, Weili Yan, Shuai Zhang

Hebei University of Technology, Tianjin 300401, China

#Email: zjj@hebut.edu.cn

## Abstract

Medical Imaging shows people the morphology of the body's internal organs function intuitively. Electrical Impedance Tomography (EIT) is an emerging medical imaging technology. It has the advantages of simple structure, low cost, non-radiological hazards and non-invasive. EIT can not only take advantage of the impedance differences between the different organizations reconstruction of anatomical images, and cantissues and organs to achieve functional imaging impedance changes in different physiological and pathological state, and is suitable for long-term monitoring. The solution is approximate due to the ill-posedness of inverse problem. Because the image is accuracy and computation of contradictions in not quick enough, EIT is still unable to meet the requirements of practical application. By using regression analysis algorithm, Node-Mapping Method only calculates the node potential. The speed of operation and the reconstructed image quality have been greatly improved.

**Keywords:** Medical Imaging; Node-Mapping Method; Electrical Impedance Tomography; EIT

## 基于回归分析的节点映射生物电阻抗成像方法<sup>\*</sup>

张剑军<sup>#</sup>, 徐桂芝, 颜威利, 张帅

河北工业大学, 天津, 300401

**摘 要:** 医学影像能以非常直观的形式向人们展示人体内部的结构形态与脏器功能, 是临床诊断中最重要的手段之一。电阻抗成像技术(EIT)是一种新兴的医学影像技术, 具有结构简单、成本低廉、无放射性危害、非侵入性等优点, 不仅可以利用不同组织间较大的阻抗差异重建解剖图像, 而且可以利用组织和器官在不同的生理病理状态下阻抗的变化实现功能成像, 并且适合长期监控, 具有非常广阔的应用前景。由于逆问题的不适定性而只能采用一些近似求解的方法, 同时, 由于成像精度与运算时间的矛盾, 目前仍无法达到实际应用的要求。本方法应用回归分析的方法, 将节点作为计算单位, 减少了运算量, 节省了计算时间, 运算速度和重构图像质量都得到大幅度提高。

**关键词:** 医学影像; 节点映射法; 阻抗成像; EIT

## 引言

生物组织对于不同频率的激励表现出不同的阻抗特征, 人体组织的电阻率在外加激励信号频率在 20kHz-100kHz 时差别显著。不同组织的阻抗特性差别显著, 从最小值  $0.65\Omega\cdot\text{m}$  的脑脊髓液到最大值  $166\Omega\cdot\text{m}$  的骨组织, 上下限之比达到 1:250, 软组织之间电阻率的最大值最小值之比也达到了 35:1。组织和器官在不同的生理状态阻抗值也发生显著变化, 特别是动物器官生理活动(如呼吸、心脏搏动、胃蠕动排空)的不同时期由于组织内血液的流动和充盈、脏器体积的变化等情况直接影响其阻抗大小。组织温度改变  $1^\circ\text{C}$ , 阻抗变化 2%。脑组织缺血时, 阻抗可增大近一倍。一些病理现象也会引起人体组织阻抗较大变化<sup>[1-3]</sup>, 如似癌的胸部组织电阻率大约是正常细胞的四分之一, 脑肿瘤异变组织约为正常组织的 13 倍, 脑震荡或脑肌肉萎缩

<sup>\*</sup>基金资助: 受天津市应用基础研究计划面上项目支持资助 (06YFJMJC11000)

组织约为正常组织的 2 倍，脑出血异变组织约为正常组织的四分之一。而利用电阻抗成像技术（EIT）对生物组织进行成像，不仅可以区分不同组织的解剖学结构，而且可以对生物组织活性及生理状态变化及病理特性进行功能成像，能够在未发生器质性改变的情况下检测出生理功能的变化。X-CT 检测中，在解剖结构改变之前的病变识别率不高，骨骼的衰减系数只是软组织的 1.5 倍，而应用电阻抗成像技术，由于骨的电阻率是肌肉的 50 倍，可以得到对比度更高的图像。电阻抗成像是目前能够对电阻抗功能特性进行成像的唯一方法，是继形态、结构成像之后，新一代无损伤功能成像技术，具有其它医学影像技术无法比拟的优点，对于疾病诊断和生命学研究尤其对神经生理与神经心理的研究具有特别重要的意义。作为一种非侵入成像技术，电阻抗成像技术不使用放射元素或射线，无辐射、对人体无创无害，可以多次测量、重复使用，应用对象与时间也不受限制，可对病人进行长期连续监护。尽管目前分辨率较低，但 EIT 装置简单便携、响应快速，成本低廉且运行安全，在研究人体生理功能和临床疾病诊断方面，具有重要的潜在价值和广泛的应用前景。

## 1 基本原理

电阻抗成像是利用介质的阻抗特性，通过外部电极施加一定的电激励，由表面不同位置的电极测得的电参量（通常是电位分布）信息，应用一定的计算方法来重构内部的阻抗或阻抗变化的图像<sup>[4-6]</sup>。

EIT 图像重构算法包括正问题(forward problem)求解方法与逆问题(inverse problem)求解方法。正问题是在激励源和几何模型与内部阻抗分布已知的情况下求外表电位，而逆问题则是指基于外表观测的电位，在几何模型和激励源已知的情况下反演内部阻抗分布的过程。正问题的求解可以利用求解拉普拉斯方程得出区域内部节点电压，进而利用给定边界条件和阻抗分布模型计算其内部电流密度。有限元法(FEM)是最常用的计算方法，其基本思想是通过求泛函极值来求解非线性方程。逆问题通常是严重病态的，由于 EIT 求逆算子的非连续性而导致 Hadamard 意义上的极端不适定性，在求解算法方面存在很多困难。Alberto Calderón 给出了数学公式，因此逆问题通常称作 Calderón 问题<sup>[7]</sup>。近年来，虽然对这类问题的特定解法已经进行了广泛的研究，提出很多种算法解决静态及动态 EIT 问题，但是重构图像的分辨率仍然较低。而且计算量和病态程度随着剖分规模的增大而大幅度增加，有待进一步研究和改进完善。

由于阻抗成像系统是一个复杂的非线性动态系统，大多的电阻抗成像系统设计仍处于试验阶段，主要集中在图像重构方法的研究，目前应用最多的是反投影算法<sup>[4]</sup>，尽管反投影算法在各类算法中速度是最快的，但仍不能达到实时成像的要求。EIT 的研究存在两个主要的难点：一是运算时间太长，难以实现实时成像，不能及时反映阻抗的变化。另一个问题是成像分辨率太低，难以达到实际需要的要求。目前仍然处于试验研究阶段，在临床上还未得到推广应用。

节点映射法计算流程如图 1。包括建立数学模型、设定电极位置、选择激励方式、实施测量、计算及图像重构几个步骤。

与反投影法相比，节点映射法以场域内部节点作为电位分布和阻抗的基本计算单位，不需对场域进行单元剖分和对剖分单元进行计算，摆脱了单元对数值计算方法的限制，对计算方法的选择更加灵活，除了有限元法、有限差分法、边界元法等数值计算方法以外，还可以选择无单元法。无单元法摆脱了单元的限制，不仅具有精度高、计算速度快的特点，而且可用于解决薄板、微小气隙、运动部件等有限元法不能有效求解的问题，拓展了该技术的应用领域。

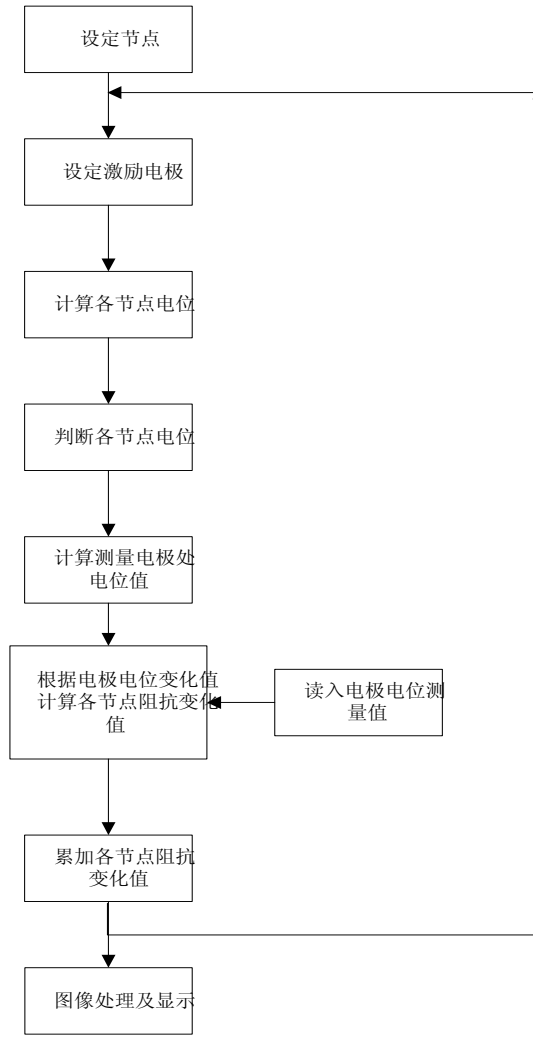


图 1 节点映射法流程图

## 2 图像重构

电阻抗成像法的成像精度受电极数目的制约。尽管增加电极会在一定程度上提高近表层成像精度，但是随着电极数量增多，激励电流能量向边界偏移，反而导致中心部位成像灵敏度降低。根据回归分析的思想，在获得一定测量数据的基础上，利用数据间关联的先验条件，应用边界数据插值或拟合的方法，得到更多位置的数据，将这些计算值作为测量数据用以图像重构。在不改变硬件设置和测量方法的基础上，解决了由于电极数量的限制使得测量数据不足而导致的欠定问题，改进成像质量<sup>[8]</sup>。具体步骤如下：

根据实际物理模型的几何形状以及激励和测量方式确定数学模型场域、激励和测量电极位置，设定需计算的场域内系列节点坐标。选择激励方式，预设激励电极对。激励电极成对出现，电流由其中一个注入，从另一个流出。激励电极对的数量由实际物理模型的激励电极数量和激励方式决定。

通过解析或数值计算方法，计算已知初始状态各节点和电极位置的电位。应用回归分析的方法，拟合初始状态边界电位分布函数方程。根据各节点的计算电位依据等位对应关系计算各节点在边界的映射位置。

根据电极位置的计算电位，求边界电位分布拟合函数方程。拟合函数方程可为三角函数、双曲函数、指数函数等形式，以幂函数形式为例<sup>[9-10]</sup>：

$$\phi_0(x) = p_1 x^n + p_2 x^{n-1} + \cdots + p_n x + p_{n+1} = \sum_{i=1}^{n+1} p_i x^{n+1-i} \quad (1)$$

式中  $n$  为拟合多项式阶数，可根据计算速度和精度要求进行预设。 $x$  为边界位置坐标， $P_i$  ( $i=1,2,\dots,n+1$ ) 为根据不同位置的电位分布计算得到的拟合系数， $n$  是预设阶数（拟合计算即是将有限数量的点坐标带入预设的曲线方程求取该方程系数的过程）。

将各节点的计算电位带入式（1）计算各节点在边界的映射坐标  $x$ 。

读入测量状态下电极实际测量电位值。

根据电极测量电位值，求边界电位分布拟合函数方程：

$$\phi_1(x) = q_1 x^n + q_2 x^{n-1} + \dots + q_n x + q_{n+1} = \sum_{i=1}^{n+1} q_i x^{n+1-i} \quad (2)$$

其中， $q_i$  ( $i=1, 2, \dots, n+1$ ) 为系数。

将各节点在边界的映射坐标  $x$  带入

$$\frac{\Delta \rho}{\rho_0} = \frac{\sum_{i=1}^n (q_i - p_i) (n-i+1) x^{n-i}}{\sum_{i=1}^n p_i (n-i+1) x^{n-i}} \quad (3)$$

求得各节点阻抗相对变化值。

轮流改变激励电极，重复上述文中描述的预设激励电极的步骤至计算各节点阻抗变化值的步骤，并将各节点阻抗变化值分别累加。

根据需要，设定图像分辨率，在各节点阻抗变化累加值的基础上，通过数据插值计算重构图像矩阵。

将图像矩阵转换为灰度或伪彩色像素值，进行图像打印或显示。

### 3 图像重构实验

为了进行实验验证，选择在三维空间某一方向上分布接近均匀或在某一方向上取均值的办法进行二维近似。本实验物理模型为一个 16 电极、直径 285mm、高 100mm 的圆柱体有机玻璃水槽，内盛 NaCl 溶液，激励电极为矩形，采用相邻激励模式。在实验中要求电极和成像目标在沿着圆柱体轴向对称并超出液面之上，以使电场在模型轴向上分布近似均匀，用以进行二维成像实验，如图 2。图 3 为数学模型。



2 实验物理模型

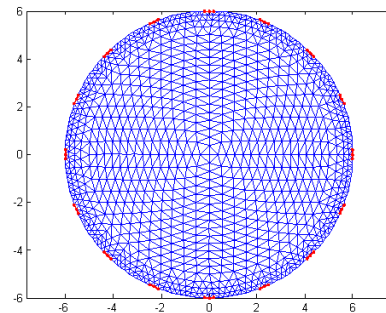


图 3 数学模型

图 4 为 16 电极圆形场域模型示意图，其中灰色部分为 0.9%NaCl 溶液，白色和黑色区域分别为铝棒和有机玻璃棒。选择相邻激励模式，激励电极对分别按照 1-2、2-3、 $\dots$ 、15-16、16-1 依次循环。图 5 为重构的伪彩色图像。

图 6 为人体胸腔电阻抗成像实验图。测试电极为粘贴式心电图 ECG 电极，在剑突骨下沿以上 1cm 的平面所在胸腔表面均匀布置 16 个电极（黑色）作为激励电极，同时在剑突骨下沿以上 4cm 处采用同样的方法均匀布置 16 个电极（红色）作为测量电极。激励信号为频率 100kHz、幅值 0.5mA 的电流。将读取数据应用节点映射法进行图像重构，得到图 7 胸腔电阻抗图像。

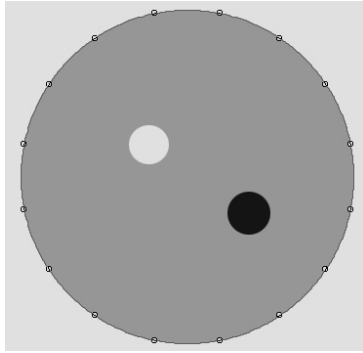


图 4 圆形场域模型示意图

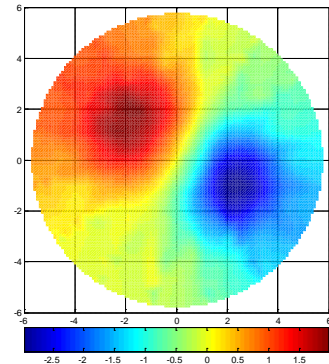


图 5 重构的伪彩色图像

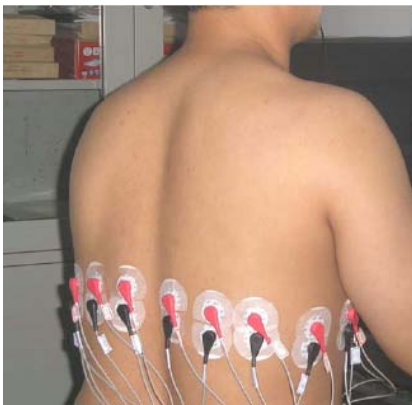


图 6 人体胸腔电阻抗成像实验图

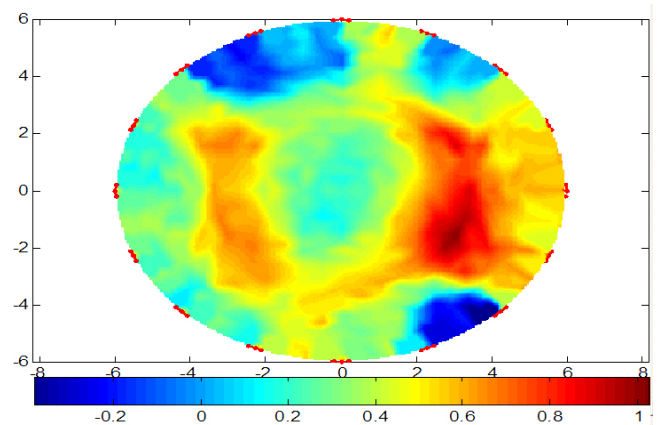


图 7 人体胸腔电阻抗重构图像

## 4 结语

节点映射法将节点电位作为计算单位，大大减少了运算量，节省了计算时间。应用回归分析法，使计算精度得到大幅度改善。实验证明对人体呼吸过程中胸腔电阻抗信息进行检测与实时成像是可行的，与现有技术相比，图像清晰度和实时成像性能都得到大幅度提高。

## REFERENCES

- [1] Seagar AD, Barber DC, Brown BH. Theoretical limits to sensitivity and resolution in impedance imaging. Clin Phys Physiol Meas[J].1987, 8:13-31
- [2] D. M. Otten, Cryosurgical monitoring using visible light imaging and electrical impedance tomography-A feasibility study[D].University of California.Berkeley, 2000
- [3] A.M. Dijkstra, B. H. Brown, A. D. Leathard, etal. Review Clinical Application of Electrical Impedance Tomography. Journal of Medical Engineering&Technology.1993, 17(3): 89-98
- [4] Barber DC,Seagar AD. Fast reconstruction of resistance images. Clin Phys Physiol Meas[J].1987,8(SupplA):47
- [5] K. Boone, D. Barber, et al., Review Imaging with Electricity: Report of the European Concerted Action on Impedance Tomography. Journal of Medical Engineering & Technology[J], 1997, Vol.21, No.6:201-232
- [6] N. Liu, G. J. Saulnier, J. C. Newell, A multichannel synthesizer and voltmeter for electrical impedance tomography. Proceedings of The 25th Annual International Conference of The IEEE Engineering in Medicine and Biology Society[C].Mexico.2003:3110-3113

- [7] Calderón A.P. On an inverse boundary value problem.in Seminar on Numerical Analysis and its Applications to Continuum Physics[J].Rio de Janeiro, 1980
- [8] Zhang Jian-jun, Xu Gui-zhi and Yan Wei-li.Study on Using Pseudo Measured Value Method in EIT. Microcomputer Information[J].2009-31
- [9] Jianjun Zhang,Guizhi Xu, Haiyan Chen,etal.Using Polynomial Curve Fitting Method to Improve Image Quality in EIT.IEEE EMBC 2006[C]. New York, USA, August 30 -September 3, 2006: 6769-6772
- [10] Jianjun Zhang,Guizhi Xu,Quanming Zhao etal. A New Algorithm to Reconstruct EIT Images: Node-Back-Projection Algorithm. The 29th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society in conjunction with the Biennial Conference of the French Society of Biological and Medical Engineering (SFGBM)[C]. Lyon, France,23rd - 26th August, 2007

## 【作者简介】



<sup>1</sup> 张剑军（1971-），男，汉族，博士，副教授，研究方向生物医学工程、电工理论与新技术，1992年获河北工学院无线电专业学士学位，2000年获河北工业大学电工理论与新技术专业硕士学位，

2008年获河北工业大学生物医学工程博士学位。  
Email:zjj@hebut.edu.cn.

<sup>2</sup> 徐桂芝（1962-），女，汉族，博士，教授，研究方向：生物医学工程。Email: gzxu@hebut.edu.cn.

<sup>3</sup> 颜威利（1937-），男，汉族，博士生导师，教授，1958年毕业于浙江大学电机系。国家级有突出贡献的中青年专家，河北省省管优秀专家，主要从事电磁场数值分析。Email:wlyan@hebut.edu.cn.

<sup>4</sup> 张帅（1979-），男，汉族，博士，副教授，研究方向：生物医学工程。Email:zs@hebut.edu.cn.