

动电阻抗成像方法仿真研究

李士强¹, 刘国强¹, 李晓南¹, 徐行^{1,2}, 安慧林¹

1.中国科学院电工研究所, 北京市

2.电气工程学院, 河北工业大学, 天津市

摘要: 电阻抗成像 (EIT) 技术由于分辨率较低受到专家学者的诟病, 而 EIT 与超声技术两者的结合以及 EIT 与磁共振技术两者的结合可以提高成像的分辨率, 但仍分别存在电极射频屏蔽效应以及分辨率难以进一步提高问题。本文将磁共振成像技术和磁声电技术优势互补, 采用低频振动进行激励, 提出了一种新的动电成像方法, 并采用 Comsol 软件建立了二维仿真模型, 对动电阻抗成像的正问题进行了仿真研究, 利用 Comsol 的仿真结果结合 Matlab 软件进行了反演, 实验结果可以反映出仿真模型内部的电导率分布, 能够解决上述电阻抗成像结合技术存在的问题。

关键词: 电阻抗成像、Comsol 仿真、正问题计算、动电成像

一、简介

医疗领域的生物电阻抗成像 (Electrical Impedance Tomography, EIT) 技术通过考察人体组织的电特性, 可以实现对人体结构功能的探索以及癌症等疾病的早期诊断。但由于其只能测量成像体表面电位值, 且受边界形状、电导率变化影响较大, 对物体内部电导率灵敏度较低, 造成其要解决的问题严重病态, 分辨率低^[1,2]。

为了充分发挥 EIT 功能成像的优势, 国内外学者采用 EIT 与磁共振技术或超声技术相结合, 增大有效信息量, 提高分辨率。如磁共振电阻抗成像 (Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography, MREIT) 技术^[3]、如磁声成像 (Magneto Acoustic Tomography, MAT)^[4]和磁声电成像 (Magneto-Acoustic-Electrical Tomography, MAET) 技术^[5]。上述结合技术可以有效地克服 EIT 逆问题病态性严重、分辨率低等缺陷, 但同时也带来了新的问题: 如 MREIT 采用电极激励在强磁场环境下出现射频屏蔽效应, 成像算法抗噪性能差^[6,7]; MAT 和 MAET 的分辨率受探头数量等因素的影响难以进一步提高^[8]。再加上这些结合技术尚未完全解决 EIT 的问题, 比如电极的接触阻抗影响, 电极注入电流的发散, 颅骨等组织对电流的屏蔽等, 这些都对 EIT 结合技术走向实用提出了挑战。

针对现有技术的不足, 本文将磁声电与磁共振成像技术相结合, 提出一种动电阻抗成像

(Motional-Electrical Impedance Tomography, MEIT) 方法, 采用振动进行激励, 利用成像体内的振动致电效应产生电流, 由 MRI 设备检测成像体断层面上的磁场强度, 重建图像电导率分布。该方法既秉承了 EIT 检测组织电导率的功能成像特性, 又继承了动电成像非接触激励的优势, 以及 MRI 检测高灵敏度、高分辨率的优点, 同时也克服了上述 EIT 结合技术存在的问题。

二、动电阻抗成像原理分析

2.1 动电阻抗成像原理

MEIT 的原理是将一束低频振动波注入放置在磁共振静磁场中的物体, 物体中的质点将会随着振动波的传播而振动, 在静磁场的作用下, 运动的质点受到洛伦兹力, 发生电荷分离, 在组织内部形成电场及电流, 该电流产生的与静磁场方向平行的磁场分量将影响磁共振信号的相位, 这种相位差异可由磁共振系统的相位编码捕获, 利用该相位差异求解磁场分量, 进而利用安培定律可以得到物体内部的电导率分布。

与 EIT、MREIT、MAET 等传统电阻抗成像方法相比, MEIT 具有如下优势:

(1) 将振动信号引入磁共振中, 直接利用磁共振主磁场, 对设备整体改变小。

(2) 振动波与磁共振主磁场 \mathbf{B} 相互作用在成像目标体内产生的电流源 $\mathbf{J}' = \sigma * \mathbf{v} \times \mathbf{B}$ (σ 是电导率) 的方向与主磁场 \mathbf{B} 的方向 (z 方向) 垂直, 这意味着电流激励源分布在断层面上, 一定程度上避免了传统电极注入引起的电流发散问题。

(3) 与 MAET 相比, MAET 的分辨率取决于声波频率、声探头数量以及声波聚焦区域大小, 而 MEIT 的分辨率取决于磁共振设备的分辨率, 显然, 后者比前者的分辨率更高。

(4) 与 MREIT 相比, 避免了电极的高阻屏蔽问题、接触阻抗问题、电极在磁共振中的射频屏蔽效应引起图像伪影问题。

2.2 正问题和反问题研究

在动电阻抗成像 (MEIT) 方法研究中, 考虑研究物体为理想流体时, 物体内部质点的振动速度 \mathbf{v} 随空间不发生变化, 振动波与静磁场共同作用, 引起电荷分离, 产生库仑电场和激励电场, 进而产生磁场叠加在磁共振主磁场上影响 MRI 回波信号的相位。为了提高检测值, 就需要 MRMET 的激励为一个低频信号, 以保证产生的电流在 MRI 射频脉冲序列间保持方向恒定。由于研究物体电导率较低, 产生的感应电场很小, 可以忽略不计。则处于 MRI 静磁场中的研究物体在振动声波激励下所满足的电磁场方程为:

$$\begin{cases} \nabla \times \mathbf{E} = 0 \\ \nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} + \sigma(\mathbf{v} \times \mathbf{B}_0) \\ \nabla \cdot \mathbf{D} = \rho \\ \nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \end{cases} \quad (1.1-1.4)$$

其中, \mathbf{v} 为质点振动速度, \mathbf{B}_0 为 MRI 主磁场的磁感应强度, $\mathbf{v} \times \mathbf{B}_0$ 为振动声波激励源, \mathbf{E} 为振动激励下产生的库仑电场, \mathbf{H} 和 \mathbf{B} 分别为电流源产生的磁场强度和磁感应强度, σ 为研究物体内部电导率分布, ρ 为电荷密度。

在电准静态条件下, 引入标量电位 u , 有: $\mathbf{E} = -\nabla u$ 。则检测区域 Ω 中满足的欧姆定律为:

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E} + \sigma \mathbf{E}' = -\sigma \nabla u + \sigma \mathbf{v} \times \mathbf{B}_0 \quad (1.5)$$

由电流连续性定理: $\nabla \cdot \mathbf{J} = 0$, 可得电场所满足的方程为:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla u) = \nabla \cdot [\sigma(\mathbf{v} \times \mathbf{B}_0)] \quad (\text{in } \Omega) \quad (1.6)$$

$$\text{电场所满足的边界条件为: } \sigma \frac{\partial u}{\partial n} \Big|_{\partial \Omega} = 0 \quad (\text{in } \partial \Omega) \quad (1.7)$$

其中, Ω 为研究区域, $\partial \Omega$ 为研究区与边界。公式 (1.6) (1.7) 即为 MRMET 满足的电磁场方程。

在电磁场正问题研究过程中, 已知电导率 σ 分布和质点振动速度 \mathbf{v} 以及 MRI 主磁场 \mathbf{B}_0 , 即可根据 MEIT 满足的电磁场方程求解标量电位 u , 而研究物体内部电流密度 \mathbf{J} 和磁感应强度 \mathbf{B} 可根据欧姆定律 (公式 1.5) 和毕奥-萨伐尔定律 (公式 1.8) 计算。

$$\mathbf{B} = \frac{\mu}{4\pi} \int_{\Omega} \frac{\mathbf{J} \times \mathbf{R}}{\|\mathbf{R}\|^3} d\Omega \quad (1.8)$$

其中, μ 为介质磁导率。

在电磁场反问题研究过程中, 已知电流源产生的 MRI 主磁场方向的磁感应强度分量 B_z , 质点振动速

度 \mathbf{v} 以及 MRI 主磁场 \mathbf{B}_0 ，需要求解研究物体内部的电导率 σ 分布。

取公式 (1.2) 的旋度得：

$$\nabla \times \nabla \times \mathbf{H} = \nabla \times [\sigma \mathbf{E} + \sigma(\mathbf{v} \times \mathbf{B}_0)] = \nabla \times [-\sigma \nabla u + \sigma \mathbf{v} \times \mathbf{B}_0] \quad (1.9)$$

将矢量恒等式 $\nabla \times \nabla \times \mathbf{H} = \nabla(\nabla \cdot \mathbf{H}) - \nabla^2 \mathbf{H}$ 和公式 (1.4) 带入 (1.9)，得

$$\nabla^2 \mathbf{H} = \nabla \sigma \times \nabla u + \mathbf{B}_0 (\nabla \sigma \cdot \mathbf{v}) - \mathbf{v} (\nabla \sigma \cdot \mathbf{B}_0) \quad (1.10)$$

假设 z 方向为 MRI 主磁场方向，取方程 z 方向分量，整理得：

$$\frac{\partial^2 H_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 H_z}{\partial y^2} = \left(\frac{\partial u}{\partial y} + v_x B_0 \right) \frac{\partial \sigma}{\partial x} - \left(\frac{\partial u}{\partial x} - v_y B_0 \right) \frac{\partial \sigma}{\partial y} + \left(\frac{\partial v_x}{\partial x} + \frac{\partial v_y}{\partial y} \right) B_0 \sigma \quad (1.11)$$

其中， H_z 为电流源产生的磁场强度 z 方向分量， v_x 和 v_y 分别为质点振动速度 \mathbf{v} 的 x 、 y 方向分量，

B_0 为 MRI 主磁场的磁感应强度。

利用上述公式就可以利用磁场强度、电位与电导率之间的关系迭代求解电导率分布。

三、动电阻抗成像仿真实验研究

采用 COMSOL Multiphysics 多物理场仿真分析软件对 MEIT 满足的电磁场问题进行仿真分析，选用 PDE 模式中的系数型模块进行求解，建立的二维模型如下图 1 所示。

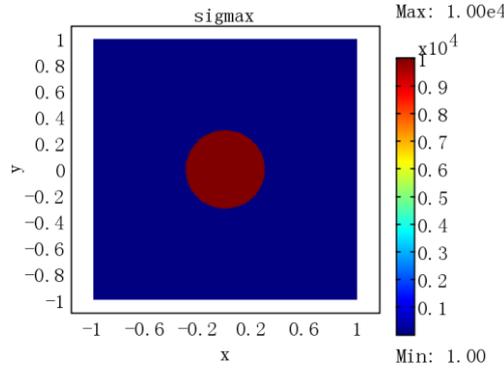


图1 MRMET 二维仿真模型

图 2 中，模型的尺寸为 $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ，蓝色区域的电导率设为 1 S/m ，圆心坐标为 $(-0,0)$ ，半径为 0.3 的红色圆形区域电导率设为 10000 S/m 。模型中施加的低频振动为 $v_x = \sin(2000t)$ ，方向为 x 方向，模型中的电导率参数以及速度参数是通过全局表达式设置的。MRI 系统的主磁场为 1 T ，方向与二维模型垂直，设为 z 方向。取 $t=0.6\text{ms}$ 时刻为例，根据公式 (1.6) 和 (1.7) 仿真计算得到的模型内部标量电位的分布如图 2 所示。

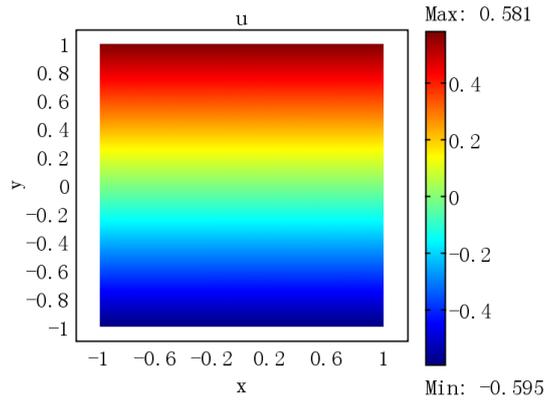


图2 模型内部标量电位分布

根据公式 (1.5)，可以得到 0.6ms 时 x 、 y 两个方向上电流密度在仿真模型上的分布，如图 3 所示。

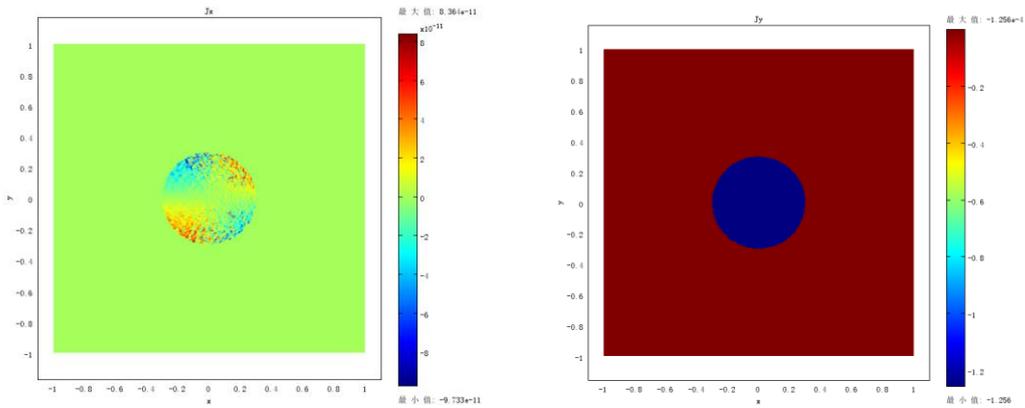


图3 模型内部电流密度分布

利用公式 (1.8)，由 COMSOL 输出的电流密度分布求解磁感应强度在 MRI 主磁场方向的分量，计算得到的磁感应强度 z 方向分量如下图 4 所示。

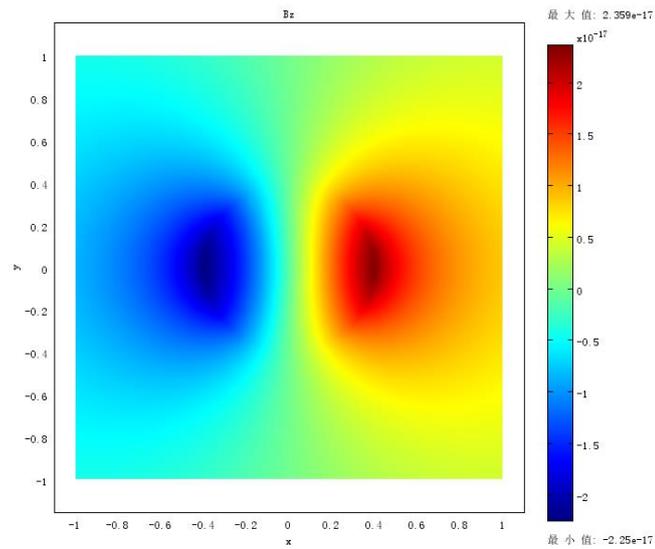


图4 模型内部磁感应强度 z 分量

将正问题仿真计算得到的 B_z 数据当做磁共振设备测量得到的数据。采用公式 (1.11) 所述电导率重建方法在 Matlab 软件中进行电导率的重建，得到的模型电导率的分布重建结果如图 5 所示。

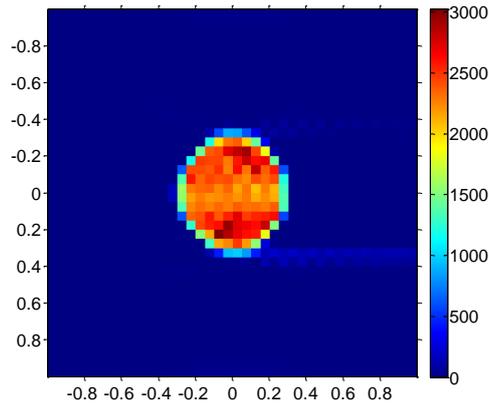


图5 模型电导率分布重建结果

由重建结果可知，采用仿真软件 COMSOL 与 Matlab 相结合，可以实现动电阻抗成像仿真的验证。重建的电导率图像，其位置和大小与仿真模型一致。由于在图像重建算法中，需要对磁感应强度进行二阶求导，导致算法整体的抗噪性能较弱，重建的图像存在一些伪影，在今后的工作中，还需要对该算法进行一些改进，加强其计算的精确度。

四、结论

本文针对电阻抗成像技术目前存在的问题，提出了一种新的动电阻抗成像方法，并采用仿真手段初步验证了该方法的可行性。但本文的工作对于动电阻抗成像方法来说尚处于先期的探索阶段，研究中未考虑振动激励系统对磁共振系统的影响以及磁共振系统本身的影响等。在今后的工作中还需要对动电阻抗成像方法的具体实现形式、影响因素、反演算法等方面进行深入的研究。

五、参考文献

- [1] Jian-Bo Li, Chi Tang, Meng Dai, et al. A New Head Phantom With Realistic Shape and Spatially Varying Skull Resistivity Distribution, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 61, no. 2, FEBRUARY 2014, pp.254-263.
- [2] Marco Guermandi, Roberto Cardu, et al. Active Electrode IC for EEG and Electrical Impedance Tomography With Continuous Monitoring of Contact Impedance, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 9, no. 1, FEBRUARY 2015, pp.21-33.
- [3] H. J. Kim, W. C. Jeong, S. Z. K. Sajib, M. Kim, O. I. Kwon, E. J. Woo, and D. H. Kim, "Simultaneous imaging of dual-frequency electrical conductivity using a combination of MREIT and MREPT," Magn. Reson. Med., vol. 71, pp. 200-208, 2014.
- [4] Xin Huang, Fundamental Investigationson on Magnetoacoustic Tomography with Current Injection[D], Institute of Electrical Engineering of the Chinese Academy of Sciences, 2013.
- [5] Liang Guo, Guo-qiang Liu, Hui Xia, Jing Chen, Forward Procedure of Magneto-Acousto-Electric Signal in Radial Stratified Medium of Conductivity for Logging Models, Chin. Phys. Lett. Vol. 30, No. 12 (2013), 124303-1167.
- [6] T. I. Oh, Munish Chauhan, et al. Modelling of electromagnetic field distribution for optimising electrode configurations in liver MR-based electrical impedance tomography, Electronics Letters , 2014.8, 50(18) , pp. 1273-1275.
- [7] J. K. Seo, E. J. Woo, Electrical Tissue Property Imaging at Low Frequency Using MREIT, IEEE transaction on biomedical engineering, 2014, 61(5), pp:1390-1399.

[8] Liang Guo, Guo Qiang Liu, Hui Xia, Conductivity Reconstruction Algorithms and Numerical Simulations for Magneto-Acousto-Electrical Tomography with Piston Transducer in Scan Mode, Chin. Phys. B, vol. 23, no.10, 2014.

六、致谢

本文的研究工作是在国家自然科学基金项目（51677181）的支持下完成的，在此表示感谢。