

## 磁感应成像重构算法的研究进展

罗海军,温开旭,潘海涛,廖勇  
重庆师范大学物理与电子工程学院,重庆 401331

**【摘要】**磁感应成像(MIT)是一种无创和非接触的针对生物组织电导率分布的功能性电阻抗成像技术。MIT有以下优点:穿透性好、快速、便捷、低成本和无创,故其在医学成像上有很好的应用前景。MIT的研究包括系统结构、传感器、正问题和重构算法几个方面。本文阐述在MIT成像原理的基础上,对其重构算法的研究现状进行综述,对主要的重构算法进行归纳总结,分析几种算法的特点和应用领域,最后指出未来的研究趋势。

**【关键词】**磁感应成像;重构算法;滤波反投影;灵敏度矩阵;迭代重构;综述

**【中图分类号】**R312;TP391

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2018)08-0921-06

### Advances in reconstruction algorithms for magnetic induction tomography

LUO Haijun, WEN Kaixu, PAN Haitao, LIAO Yong

School of Physics and Electronic Engineering, Chongqing Normal University, Chongqing 401331, China

**Abstract:** Magnetic induction tomography (MIT) is a noninvasive and non-contact functional electrical impedance tomography technique for detecting the distribution of electrical conductivity in biological tissues. MIT has a good application prospect in medical imaging for its several advantages, such as good penetration, fast, convenient, low cost and noninvasive. The research of MIT includes system structure, sensor, forward problem and reconstruction algorithm. Herein the principle of MIT imaging is expounded; the research status of its reconstruction algorithm is reviewed; and the main reconstruction algorithms are summarized. Finally, the characteristics and application areas of various algorithms are analyzed, and the future research trends are envisaged.

**Keywords:** magnetic induction tomography; reconstruction algorithm; filtered back-projection; sensitivity matrix; iterative reconfiguration; review

### 前言

电阻抗成像技术是一种能够发现生物组织早期病变时电特征参数(电导率、介电常数等)变化的功能成像技术<sup>[1-2]</sup>。磁感应成像(Magnetic Induction Tomography, MIT)是一种非接触和无创的电阻抗成像技术,具有穿透性好、速度快、使用便捷、成本低和无创伤等优点<sup>[3]</sup>,在医学成像领域有很好的应用前景,特别适合临床实时动态监护<sup>[4-5]</sup>。MIT基本原理是基于法拉第电磁感应理论,激励线圈流过交变的

电流产生交变的激励磁场 $B$ ,暴露在主磁场下的导电被测生物组织内部诱导出涡流,从而产生二次磁场 $\Delta B$ ,通过线圈、磁阻等磁场探元采集涡流场引起的磁场扰动,通过不同重构算法重建图像<sup>[6-7]</sup>。MIT将暴露在交变磁场的导电组织的电特性参数转化成涡流场并重构出图像,通过改进重构算法、传感器体积、系统结构和系统参数(激励电流和频率)等可以提高成像的空间分辨率和电导率分辨率。MIT目前的研究主要包括系统结构、传感器、正问题和重构算法等几个方面。本文阐述MIT成像理论原理的基础,并对现有的几种重构算法的研究现状进行归纳总结,分析目前几种算法的优缺点,最后指出未来的研究趋势。

### 1 MIT 成像原理

假设MIT系统计算场域内的媒质是线性各向同性的、内部无源的、不导磁的,根据麦克斯韦方程组,

**【收稿日期】**2018-03-09

**【基金项目】**国家自然科学基金(51507023);重庆市科委基础和前沿研究项目(CSTC2016JCYJA09200);重庆市教委科学技术研究项目(KJ1703063)

**【作者简介】**罗海军,博士,副教授,研究领域:磁场探测、磁感应成像正问题、图像重构,E-mail: luohaijun@cqnu.edu.cn

给出相量形式<sup>[8-9]</sup>:

$$\begin{cases} \nabla \times \vec{E} = -j\omega \vec{B} \\ \nabla \times \vec{H} = \vec{J} + j\omega \varepsilon \vec{E} \\ \nabla \cdot \vec{B} = 0 \\ \nabla \cdot \vec{E} = 0 \end{cases} \quad (1)$$

根据上面的假设,媒质是各向同性,电场强度和磁场强度与媒质的电磁参数特性相关,描述媒质特性的性能方程如下式:

$$\begin{cases} \vec{D} = \varepsilon \vec{E} \\ \vec{J} = \gamma \vec{E} \\ \vec{B} = \mu \vec{H} \end{cases} \quad (2)$$

根据  $e^{j\omega t}$  型谐波磁场的麦克斯韦方程组,由于系统工作频率为 10 MHz,导致  $\sigma \gg j\omega \varepsilon$ ,所以 MIT 在控制方程的推导过程中,忽略导电区域介电常数的影响,不考虑位移电流,由式(1)和式(2)可以推导出 MIT 的控制方程表达式:

$$\frac{1}{\mu} \nabla^2 \vec{A} - j\omega \sigma \vec{A} = -\vec{J}_s \quad (3)$$

其中,  $\vec{A}$  是磁矢位,  $\mu$  生物组织的磁导率,与空气的磁导率  $\mu_0$  相近,  $\omega$  是角频率,  $\sigma$  是电导率,  $\vec{J}_s$  是激励电流,位于激励线圈中,其他地方  $\vec{J}_s = 0$ 。

上式(3)建立了测量目标的电导率、激励电流、区域内磁矢位和频率之间的关系式,但是在 MIT 的实际测量系统中,研究在特定频率下检测电压的相位变化和电导率分布的关系,所以下面将建立感应电压相位和磁矢位的关系式:

$$v = -j\omega \oint \vec{A} d\vec{l} \quad (4)$$

## 2 MIT 重构算法分析

MIT 最先在工业上应用。最近 10 多年,MIT 在医学领域得到国内外研究学者的广泛关注,并且许多研究团队对 MIT 图像重构算法着重感兴趣,从而产生了多种重构算法,如最简单的直接投影、借鉴 CT 的滤波反投影、灵敏度矩阵和迭代重构等,下面将分别归纳各种重构算法。

### 2.1 直接投影

直接投影是 MIT 重构算法中最为简单的一种重构算法,这种算法通常用于开放式 MIT 系统,检测线圈和激励线圈位于同侧,进行局部成像,该方法是将测量的相位差值,直接通过线性插值,然后投影到 2D 平面上。Xu 等<sup>[10]</sup>和 He 等<sup>[11]</sup>利用 15 差分线圈围绕在半球水槽上,如图 1 所示,利用直接投影方法将 15 个测量值投影到 2D 平面上,文中讨论了不同频率和双目标对系统的影响,并给出了结果。文献[12]利用 16 个差分探头,分两层围绕在透明半球,利用直接投

影进行了水槽实验,能够明显区分出不同电导率区域,并且对脑炎病人进行了初步临床实验,发现脑炎病人数据明显高于正常人。Wood 等<sup>[13]</sup>研究探讨了一个完全自动化的磁共振成像系统,利用平面直接投影能够捕捉到的金属物体的二维图像。

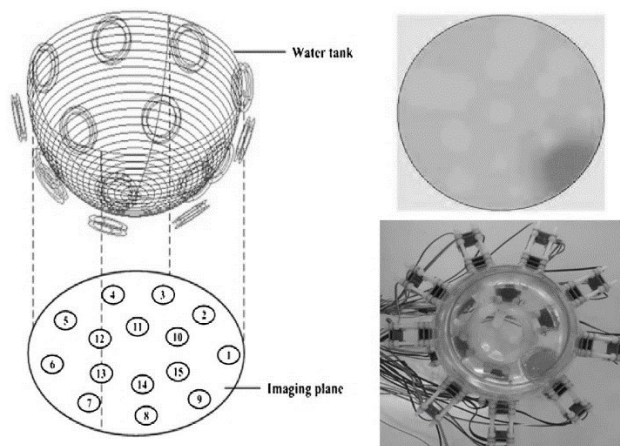


图1 直接投影的示意图和成像结果  
Fig.1 Schematic diagram of direct projection and the imaging results

### 2.2 滤波反投影算法

滤波反投影算法 (Filtered Back-Projection Algorithm, FBP) 最初应用于计算机断层扫描(CT),是一种简单的线性叠加重构算法,其成像速度快,能够将 MIT 快速成像的特点展现,所以有不少 MIT 研究学者对此感兴趣。早期 FBP 从 CT 成像移植到电阻抗成像 EIT 系统。随着 MIT 的发展,在 1999 年,俄罗斯 Korjnevsky<sup>[14]</sup>研究团队首先将 FBP 用于磁感应成像图像重构,系统 32 个激励线圈和检测线圈围绕圆形分布一圈,每一时刻只有一个激励,剩下 31 个线圈检测,循环 1 周得到 32 组数据。利用 FBP 进行成像,假设激励线圈和每个检测线圈之间都有一条沿着磁力线的投影灵敏带,对投影灵敏带的路径进行投影,从而重构出图像。在后面研究团队又进一步优化了算法,给出了不同位置的滤波反投影的成像结果<sup>[15]</sup>,如图 2 所示。

2002 年李世俊等<sup>[16]</sup>利用沿着线圈轴线的 FBP,与线性加权进行图像重构,得到了初步的 MIT 滤波反投影成像结果。国内沈阳工业大学柯丽等<sup>[17]</sup>也对 FBP 进行了大量研究,构建多通道检测系统,该系统检测线圈围绕圆形测量区域等间距排列,检测线圈和激励线圈位置不变,通过以  $2^\circ$  间距逆时针旋转被测物体,得到 180 组数据,沿着磁力线进行投影,构建单目标和双目标的图像。在后期该研究团队利用相位标准化对每个角度的数据进行处理,提高了 MIT

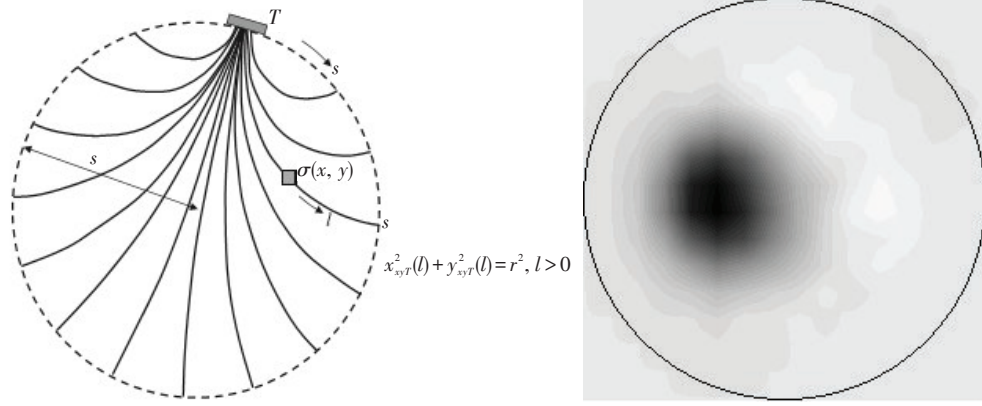


图2 滤波反投影示意图和成像结果

Fig.2 Schematic diagram of filter back-projection and the imaging results

滤波反投影的分辨率,对目标的定位更加准确,目标的轮廓更加清晰<sup>[18]</sup>。2016年该研究小组将FBP与迭代结合,利用FBP计算初始电导率分布,再利用一步牛顿迭代进行成像,该算法有效提高了成像精度,同时成像速度较快<sup>[19]</sup>。

国内罗海军等<sup>[20]</sup>也在MIT FBP方面做了许多研究。2013年该研究团队提出一种基于均匀磁场激励磁感应成像FBP,通过利用一组亥姆霍兹线圈为激励源,能在成像区域内产生均匀分布的激励磁场,从而简化成像算法。系统模型由背景物体、异物、亥姆霍兹线圈和8个检测线圈构成,通过加入窗口滤波器抑制磁场发散问题,讨论了该算法对噪声的抑制能力。在后期该小组改进了该FBP,将灵敏度矩阵引入,一定程度上消除伪迹,对异物定位更加准确<sup>[21]</sup>。

### 2.3 灵敏度矩阵方法

灵敏度矩阵在MIT重构算法中有十分重要的地位。1971年Geselowitz<sup>[22]</sup>根据Schmitt<sup>[23]</sup>提出的互阻抗应该与传输阻抗相关联的点积成比例,也就是与端电压和电流相关,提出阻抗电场理论,其关系式:

$$\Delta Z = -\Delta g \int L'_\phi \cdot L_\varphi dv \quad (5)$$

其中,  $L'_\phi$  和  $L_\varphi$  是与测量  $\Delta Z$  的二端口相关的导场,积分是对电导率变化区域进行的,上标  $t$  表示导场将由电导率的变化决定。Geselowitz提出的关系仅适合固有的几何结构的静态场源的问题,1980年Mortarelli<sup>[24]</sup>将其扩展,可用于分析变化几何结构和非准静态场源问题,导出了适用于任何频率的正弦交变电流源的灵敏度矩阵公式。

Dyck等<sup>[25]</sup>利用Geselowitz关系式,理论推导了电导率、磁导率、介电常数和注入电流扰动下的灵敏度矩阵表达式,而在MIT中主要只考虑电导率的灵敏度矩阵,如下式:

$$S_\sigma = \vec{E}_A \cdot \vec{E}_B \quad (6)$$

其中,  $\vec{E}_A$  和  $\vec{E}_B$  分别表示两次单位电流注入的独立测量的电场强度,最后利用5个检测线圈和5个激励线圈的实例模型验证以上推导,测量数据和仿真数据的误差在0.1%。

有报道利用扩展的Geselowitz关系构造灵敏度矩阵,推导梯度线圈下MIT的单通道灵敏度,绘出空间的灵敏度矩阵<sup>[26]</sup>。其后研究小组又计算低电导率(8 S/m)琼脂块在圆形盐溶液(4 S/m)水槽中的灵敏度矩阵,进行MIT重建<sup>[27]</sup>。在2004年又提出了基于棱边有限元利用互易定理的快速MIT系统灵敏度矩阵计算方法,给出了可视化的灵敏度矩阵平面图<sup>[28]</sup>。Zakaria等<sup>[29]</sup>从MIT、图像重建算法的一般观点出发,介绍了灵敏度矩阵生成的实验技术。Yin等<sup>[30]</sup>也推导了利用霍尔元件测量MIT的灵敏度矩阵,并给出灵敏度矩阵分布图,仿真和计算灵敏度矩阵的对比图基本一致,如图3所示。国内吕轶等<sup>[31-32]</sup>也对MIT的灵敏度矩阵计算方法和推导过程进行研究,在8个激励线圈和16检测线圈的模拟系统上,分析不同位置、不同激励和检测组合,不同数量异物对灵敏度矩阵的影响。

### 2.4 迭代重构算法

根据MIT原理可知,在重构算法中主要关心测量电压与电导率的关系,假设电导率与测量电压的函数关系<sup>[33]</sup>:

$$\nu = F(\sigma) \quad (7)$$

其中,  $\sigma$  是测量区域的电导率,  $\nu$  是由传感线圈感应测量电压,  $F$  表示所提出的求解非线性向量函数,只有  $F$  和  $\sigma$  是已知的,电压可以计算。利用截断的泰勒展开表达如下:

$$\nu = F(\sigma) \approx F(\sigma_0) + \frac{\partial F}{\partial \sigma} \bigg|_{\sigma_0} (\sigma - \sigma_0) + o(\|\sigma - \sigma_0\|_2) \quad (8)$$



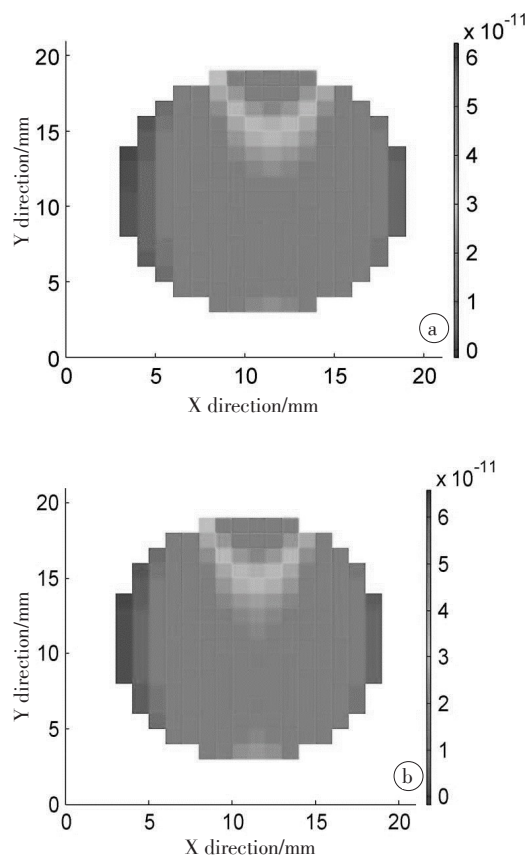


图3 仿真和计算灵敏度矩阵对比图

**Fig.3 Comparison of simulated and calculated sensitivity matrix**  
a: Sensitivity matrix obtained by numerical simulation; b: Sensitivity matrix of formula calculation. The excitation coil was on the top, and the Holzer sensor was at the bottom.

其中,  $\partial F/\partial \sigma$  表示灵敏度矩阵, 意味着感应线圈上的电压由测量区域电导率的微小变化所引起, 而  $\sigma_0$  表示预设的电导率值。可以描述图像重建过程的线性化如下:

$$v - F(\sigma_0) = S(\sigma - \sigma_0) \quad (9)$$

其中,  $S$  表示灵敏度矩阵,  $\sigma$  表示未知的电导率, 经常使用 Tikhonov 正则化算法和迭代 NR 算法来解决重构问题。

Merwa 等<sup>[34]</sup>运用单位矩阵正则化、邻近矩阵正则化、一致方差约束的正则化、截断奇异值分解正则化 4 种不同的正则化改进牛顿一步迭代算法, 分别比较单目标物体 4 种正则化重构图像, 如图 4 所示。后期该研究小组又仿真研究了 32 通道基于上述 4 种正则化改进的牛顿一步迭代的多目标重构算法<sup>[35]</sup>。Casanova 等<sup>[36-37]</sup>报道指出通过 Tikhonov 正则化可以提高截断奇异值分解算法的性能。首次将保边正则化方法运用于 MIT, 测试的目标是圆柱体, 加入强高斯噪声, 该算法仍然能够重构出目标的主要特征, 其重构算法能较好地地区别出物体轮廓。Ziolkowski 等<sup>[38]</sup>研究运用正则化求解三维 MIT 逆问题, 探讨了正则化参数与成像精度关系。

国内王聪等<sup>[39]</sup>提出的修正的牛顿迭代算法是一种有效的 MIT 重建算法, 在该算法基础上, 后期又将算法运用于简单脑模型上进行重构成像, 结果表明

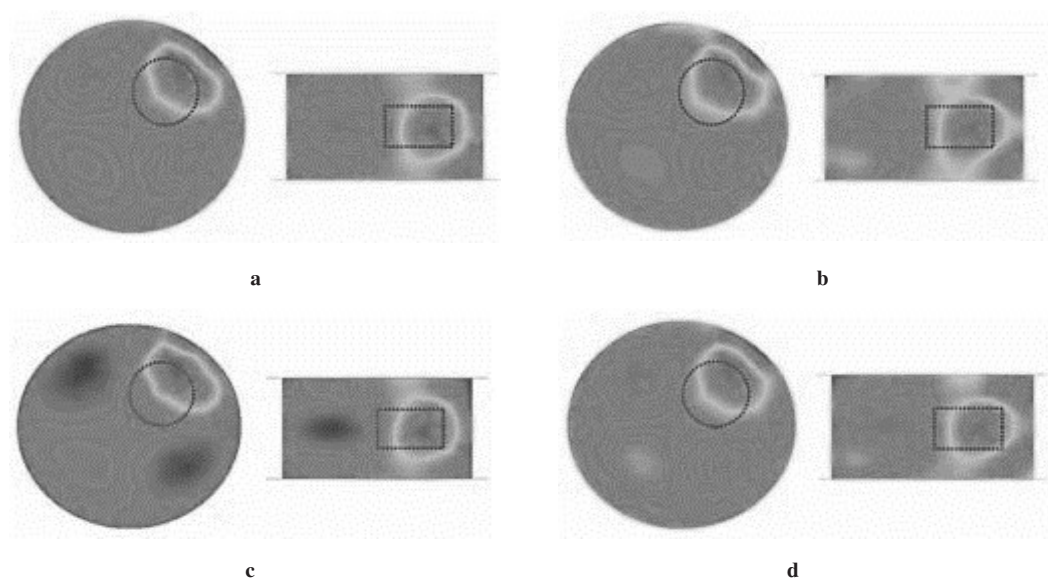


图4 运用4种正则化重构图像

**Fig.4 Reconstruct images using 4 kinds of regularizations**

a: Regularization of the unit matrix; b: Regularization of the adjacent matrix; c: Regularization of the uniform variance constraint; d: Truncating the regularization of the singular value decomposition

MIT技术在脑电阻抗成像领域的潜在优势,也证明了MIT测量值与导体的电导率和激励频率的乘积近似呈线性关系。吕轶等<sup>[40]</sup>改进了高斯牛顿一步动态重建算法,通过实验优化正则化的参数,加入不同强度的高斯噪声,研究算法的噪声抑制能力,结果表明该算法的精度和成像速度均较好。该小组也研究利用差变正则化对解的保边缘性和锐化作用进行图像重建,有效克服了MIT重构算法中数值解的不稳定性,加快成像速度,提高成像分辨率<sup>[41]</sup>。

### 3 MIT重构算法优缺点和挑战

MIT重构算法,主要通过成像速度、空间分辨率、噪声抑制比等客观参数去判别算法的优缺点<sup>[33]</sup>,不同特征算法有不同的应用领域。直接投影速度最快,但分辨率较差,该算法的激励线圈和检测线圈在同一侧,适合应用与局部表面快速定性检测,比如工业上钢板有无裂纹、被油漆覆盖局部金属、碳纤维等导电材料下方有无裂痕等<sup>[42-43]</sup>。滤波反投影沿用CT原理,将穿过物体的磁力线线性化,成像速度快,但是成像分辨率一般,常常用于深度较深的快速定性检测,如颅内血肿实时变化情况、橡胶管道两相流等。灵敏度矩阵成像速度慢,分辨率较好,主要为配合迭代算法计算正问题。牛顿迭代算法,成像速度慢,分辨率好,现在是提高MIT分辨率的主流算法,通过不同正则化提高成像分辨率,结合灵敏度矩阵或滤波反投影改进牛顿迭代算法,提高速度,主要用于变化缓慢的定量检测,但现在有许多学者也在研究保证高分辨率的状态下,尽量提高牛顿迭代的收敛速度。

### 4 结束语

本文介绍了MIT工作原理基础理论,通过归纳总结方式,将4个MIT的主要重构算法进行分析,总结该4种成像算法的特点和应用领域。下一步研究工作将结合各种算法的特点,发挥各种算法的优势,如利用FBP速度快的特点,为牛顿迭代提供初始值,可以有效提高牛顿迭代的收敛速度,所以进行混合重构算法将是下一步有效的方法。

### 【参考文献】

- [1] SAULNIER G J, BLUE R S, NEWELL J C, et al. Electrical impedance tomography [J]. IEEE Signal Process Mag, 1997, 18 (6): 31-43.
- [2] ASTALA K, MUELLER J L, PÄIVÄRINTA L, et al. Direct electrical impedance tomography for non-smooth conductivities [J]. Inverse Probl Imaging, 2017, 5(3): 531-549.
- [3] 罗海军, 何为, 徐征, 等. 基于同步检波的单通道磁感应成像技术研究[J]. 仪器仪表学报, 2012, 33(4): 899-904.
- [4] LUO H J, HE W, XU Z, et al. Study on single-channel magnetic induction tomography technique based on synchronous detection [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2012, 33(4): 899-904.
- [5] MARMUGI L, RENZONI F. Optical magnetic induction tomography of the heart [J]. Sci Rep, 2016, 6: 23962.
- [6] HE W, SOLEIMANI M. Electromagnetic tomography for medical and industrial applications: challenges and opportunities [J]. Proc IEEE, 2013, 101(3): 559-565.
- [7] GRIFFITHS H. Magnetic induction tomography [J]. Meas Sci Tech, 2001, 12(8): 1126-1131.
- [8] MA L, SOLEIMANI M. Magnetic induction tomography methods and applications: a review [J]. Meas Sci Tech, 2017, 28(7): 1-12.
- [9] GENCER N G, KUZUOGLU M, IDER Y Z. Electrical impedance tomography using induced currents [J]. IEEE Trans Med Imaging, 1994, 13(2): 338-350.
- [10] GENCER N G, NEJAT TEK M. Forward problem solution for electrical conductivity imaging via contactless measurements [J]. Phys Med Biol, 1999, 44(4): 927-940.
- [11] XU Z, LUO H J, HE W, et al. A multi-channel magnetic induction tomography measurement system for human brain model imaging [J]. Physiol Meas, 2009, 30(6): 175-186.
- [12] HE W, LUO H J, XU Z, et al. Multi-channel magnetic induction tomography measurement system [C]. International Conference on Biomedical Engineering & Informatics, 2010: 402-405.
- [13] LUO H J, HE W, XU Z, et al. Preliminary results on brain monitoring of meningitis using 16 channels magnetic induction tomography measurement system [J]. Prog Electromagn Res M, 2012, 24(3): 57-68.
- [14] WOOD J, WARD R, LLOYD C, et al. Effect of shielding conductivity on magnetic induction tomographic security imagery [J]. IEEE Trans Magn, 2017, 53(4): 1-6.
- [15] KORJENEVSKY A, CHEREPENIN V, SAPETSKY S. Magnetic induction tomography: experimental realization [J]. Physiol Meas, 2000, 21(1): 89-94.
- [16] KORJENEVSKY A V, SAPETSK S A. Feasibility of the backprojection method for reconstruction of low contrast perturbations in a conducting background in magnetic induction tomography [J]. Physiol Meas, 2017, 38(6): 1204-1213.
- [17] 李世俊, 秦明新, 董秀珍. 磁感应断层成像及其实验室设计 [J]. 国际生物医学工程杂志, 2002, 25(4): 161-165.
- [18] LI S J, QIN M X, DONG X Z. Magnetic induction tomography and the methods of its experimental realization [J]. Foreign International Journal of Biomedical Engineering, 2002, 25(4): 161-165.
- [19] 柯丽, 曹冯秋, 杜强. MIT中反投影矩阵的计算与数据处理方法 [J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(10): 2256-2262.
- [20] KE L, CAO F Q, DU Q. Back-projection matrix calculation and data processing methods used in magnetic induction tomography [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014, 35(10): 2256-2262.
- [21] 柯丽, 林筱, 杜强, 等. 基于反投影的MIT动态图像重建方法研究 [J]. 仪器仪表学报, 2013, 34(2): 394-400.
- [22] KE L, LIN X, DU Q, et al. Research on dynamic image reconstruction for MIT based on back-projection algorithm [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2013, 34(2): 394-400.
- [23] 柯丽, 刘欢, 杜强, 等. 基于滤波反投影的脑磁感应迭代重建算法研究 [J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(11): 2445-2451.
- [24] KE L, LIU H, DU Q, et al. Study on iterative reconstruction algorithm for brain magnetic induction based on filtered back-projection [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(11): 2445-2451.

- [20] 罗海军, 何为, 徐征, 等. 均匀磁场激励磁感应成像滤波反投影算法[J]. 重庆大学学报, 2013, 36(3): 77-81.
- LUO H J, HE W, XU Z, et al. The filtered back-projection algorithm of magnetic induction tomography with uniform magnetic excitation[J]. Journal of Chongqing University, 2013, 36(3): 77-81.
- [21] 刘俐, 李倩, 何为, 等. 一种均匀激励磁场磁感应成像的改进反投影算法[J]. 中国生物医学工程学报, 2014, 33(3): 313-319.
- LIU L, LI Q, HE W, et al. An improved back-projection algorithm of magnetic induction tomography with uniform magnetic excitation[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2014, 33(3): 313-319.
- [22] GESELOWITZ D B. An application of electrocardiographic lead theory to impedance plethysmography[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1971, 18(1): 38-41.
- [23] SCHMITT O H. Lead vectors and transfer impedance[J]. Ann N Y Acad Sci, 1957, 65(6): 1092-1109.
- [24] MORTARELLI J R. A generalization of the Geselowitz relationship useful in impedance plethysmographic field calculations[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1980, 27(11): 665-667.
- [25] DYCK D N, LOWTHER D A, FREEMAN E M. A method of computing the sensitivity of the electromagnetic quantities to changes in the material and sources[J]. IEEE Trans Magn, 1994, 30(5): 3415-3418.
- [26] ROSELLI J, CASANAS R, SCHARFETTER H. Sensitivity maps and system requirements for magnetic induction tomography using a planar gradiometer[J]. Physiol Meas, 2001, 22(1): 121-130.
- [27] SCHARFETTER H, RIU P, POPULO M, et al. Sensitivity maps for low-contrast-perturbations within conducting background in magnetic induction tomography (MIT)[J]. Physiol Meas, 2002, 23(1): 195-202.
- [28] HOLLAUS K, MAGELE C, MERWA R, et al. Fast calculation of the sensitivity matrix in magnetic induction tomography by tetrahedral edge finite elements and the reciprocity theorem[J]. Physiol Meas, 2004, 25(1): 159-168.
- [29] ZAKARIA Z, SUKI H, TALIB M T, et al. Sensitivity maps reconstruction for magnetic induction tomography modality using experimental technique[J]. Jurnal Teknologi, 2015, 77(17): 297-299.
- [30] YIN W L, PEYTON A J. Sensitivity formulation including velocity effects for electromagnetic induction systems[J]. IEEE Trans Magn, 2010, 46(5): 1772-1776.
- [31] 吕轶, 王旭, 金晶晶, 等. 基于互易原理磁感应成像中灵敏度矩阵的计算[J]. 仪器仪表学报, 2012, 33(3): 616-624.
- LÜ Y, WANG X, JIN J J, et al. Calculation of sensitivity matrix in magnetic induction tomography based on reciprocity principle[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2012, 33(3): 616-624.
- [32] 吕轶, 王旭, 杨丹, 等. 一种用于磁感应成像中灵敏度矩阵的计算方法[J]. 东北大学学报(自然科学版), 2011, 32(5): 618-621.
- LÜ Y, WANG X, YANG D, et al. Calculating the sensitivity matrix used in magnetic induction tomography [J]. Journal of Northeastern University (Natural Science), 2011, 32(5): 618-621.
- [33] HAN M, CHENG X, XUE Y. Comparison with reconstruction algorithms in magnetic induction tomography[J]. Physiol Meas, 2016, 37(5): 683-697.
- [34] MERWA R, HOLLAUS K, BRUNNER P, et al. Solution of the inverse problem of magnetic induction tomography (MIT)[J]. Physiol Meas, 2005, 26(2): 241-250.
- [35] MERWA R, BRUNNER P, MISSNER A, et al. Solution of the inverse problem of magnetic induction tomography (MIT) with multiple objects: analysis of detectability and statistical properties with respect to the reconstructed conducting region[J]. Physiol Meas, 2006, 27(2): 249-259.
- [36] CASANOVA R, DA SILVA A F, BORGES A R, et al. Magnetic induction tomography using Tikhonov regularization[C]. Abstracts of Workshop on Inverse Obstacle Problems, Lisbon, Portugal. 2002.
- [37] CASANOVA R, DA SILVA A F, BORGES A R, et al. MIT image reconstruction based on edge preserving regularization[J]. Physiol Meas, 2004, 25(1): 195-207.
- [38] ZIOLKOWSKI M, GRATKOWSKI S, PALKA R. Solution of three dimensional inverse problem of magnetic induction tomography using Tikhonov regularization method[J]. Int J Appl Electromagn Mech, 2009, 30(3): 245-253.
- [39] 王聪, 刘锐岗, 李辉, 等. 一种用于磁感应断层成像的图像重建算法[J]. 仪器仪表学报, 2008, 29(10): 2052-2057.
- WANG C, LIU R G, LI Y, et al. Image reconstruction algorithm for magnetic induction tomography[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2008, 29(10): 2052-2057.
- [40] 吕轶, 王旭, 金晶晶, 等. 正则化一步动态重建算法在磁感应成像中的应用[J]. 电子学报, 2011, 39(12): 2801-2806.
- LÜ Y, WANG X, JIN J J, et al. Regularized one-step dynamic image reconstruction in magnetic induction tomography[J]. Acta Electronica Sinica, 2011, 39(12): 2801-2806.
- [41] 陈玉艳, 王旭, 吕轶, 等. 基于Tikhonov和变差正则化的磁感应断层成像重建算法[J]. 东北大学学报(自然科学版), 2011, 32(4): 460-463.
- CHEN Y Y, WANG X, LÜ Y, et al. An image reconstruction algorithm based on Tikhonov and variation regularization for magnetic induction tomography[J]. Journal of Northeastern University (Natural Science), 2011, 32(4): 460-463.
- [42] YIN W L, WITHERS P J, SHARMA U, et al. Non-contact characterization of carbon-fiber-reinforced plastics using multifrequency eddy current sensors [J]. IEEE Trans Instrum Meas, 2009, 58(3): 738-743.
- [43] MOOK G, LANGE R, KOESER O. Non-destructive characterization of carbon fiber reinforced plastics by means of eddy-currents[J]. Compos Sci Tech, 2001, 61(6): 865-873.

(编辑:黄开颜)