

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1905840

基于结构先验信息的磁探测电阻抗成像算法研究*

陈瑞娟, 吴伟巍, 李芳, 王慧泉, 王瑶
(天津工业大学生命科学学院 天津 300387)

摘要:为了提高磁探测电阻抗成像中图像分辨率,提出了一种基于结构先验信息的磁探测电阻抗成像算法。通过水平集方法对预处理后CT图像进行分割,获得结构先验信息图像;进而建立模拟肺水肿病变的仿真模型,并结合灵敏度矩阵算法进行重建,获得MDEIT重建图像。仿体实验结果表明:基于结构先验信息的磁探测电阻抗成像算法减少了重建图像的伪影,使重建的电导率图像相对误差从88.47%减少到33.39%;图像相关系数也从0.33提升到0.81,验证了基于结构先验信息的磁探测电阻抗重建算法,在重建图像结构和电导率重建数值精度方面相比传统重建算法都有了显著提高,为磁探测电阻抗成像的临床应用奠定了基础。

关键词:磁探测电阻抗成像;先验信息;水平集;灵敏度矩阵

中图分类号: R318 TH701 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 310.61

Research on magnetic detection electrical impedance tomography based on structural prior information

Chen Ruijuan, Wu Weiwei, Li Fang, Wang Huiquan, Wang Yao
(School of Life Sciences, Tiangong University, Tianjin 300387, China)

Abstract:To improve the image resolution in magnetic detection electrical impedance tomography (MDEIT), an algorithm based on structural prior information is proposed. The pre-processed CT image is segmented by using the level set method to obtain the structural information image. The lung edema lesion simulation model is formulated by CT image, and the traditional sensitivity matrix algorithm is utilized to reconstruct the MDEIT reconstructed image. Experimental results show that the MDEIT algorithm based on structural prior information can reduce the artifacts of reconstructed images. The relative image error is reduced from 88.47% to 33.39%. And the image correlation coefficient is increased from 0.33 to 0.81. Compared with the traditional reconstruction algorithm, the accuracy of the reconstructed image structure and the reconstruction accuracy of the conductivity based on structural prior information are improved. The proposed method algorithm provides a foundation for the clinical application of MDEIT.

Keywords: magnetic detection electrical impedance tomography; prior information; level set algorithm; sensitivity matrix

0 引言

磁探测电阻抗成像(magnetic detection electrical impedance tomography, MDEIT)作为电阻抗成像(electrical impedance tomography, EIT)技术的分支,于1992年被Ahlfors等^[1]提出,并以无创、无辐射、适用范围广泛等优点成为国内外科研人员的研究热点^[2]。Tozer等^[3]验证了由磁场重建二维图像的可行性,利用此技术

产生了第一幅人体图像。Ireland等^[4]建立了初步的MDEIT数据采集系统,发展了此成像技术的电流密度图像重建方法。Fan等^[5]通过分析接地网成像的正反问题,验证了MDEIT技术在接地网的拓扑结构和断点检测应用上的可行性与有效性。磁探测电阻抗成像基本原理是通过向成像体注入激励电流,采用非接触方式检测成像体周围的感应磁场分布信息,并利用相关成像算法重建成像体内部电导率分布图像^[6]。与EIT相比,采用非接触获取感应磁场强度的方式避免了接触阻抗对测量系

收稿日期:2019-11-21 Received Date:2019-11-21

* 基金项目:国家自然科学基金(81901789,61701342)、天津市教委科研计划(2019KJ023)项目资助

统带来的干扰和成像体表面积对检测点个数的影响,因此磁探测电阻抗成像在一定程度上提高了成像精度^[7-8]。但 MDEIT 技术逆问题本质上存在非线性、病态性等问题^[9-10],因此,提升图像重建的分辨率、重建精度和优化重建算法是磁探测电阻抗成像技术走向临床应用的关键^[11]。

近年来,有学者提出了不同的成像算法,其中有:线性反投影算法(liner back projection, LBP)、Tikhonov 正则化算法、共轭梯度法(conjugate gradient, CG)、Krylov 子空间投影法等^[12-13]。这些传统重建算法都是只利用电导率信息来实现图像的重建,所以均存在图像重建精度低等问题^[14]。越来越多的学者开始研究将已知图像先验信息与功能信息进行结合的图像重建算法^[15]。2002年,Suri等将水平集方法与图像区域信息相结合应用于脑部 MR 图像分割^[16]。2008年,陈晓艳等^[17]用有限元仿真软件 COMSOL 模拟人体胸部结构的模型进行图像重建获得了良好的图像分辨率,先验信息的引入提高了 EIT 系统的稳定性和适定性。2016年,Schullcke等^[18]提出将 CT 和肺部 EIT 图像进行融合,获得了结构-功能的联合图像,该融合图像显著提高了 EIT 图像效果,在肺部疾病的临床诊断中具有深刻意义;2018年,Li等^[19]在 CT 图像给出的结构先验信息基础上,改进信号处理方法,获得了动态的 CT-EIT 图像,提高了 EIT 技术在脑损伤诊断中的可行性。2019年,王琦等^[20]提取 CT 图像中胸部及肺部轮廓信息为图像边界提供先验信息,同时基于边界先验信息提出一种有效的图像逆问题剖分方法,使重建图像结构更接近真实情况,改善了成像效果。

基于以上研究,本文提出了一种基于结构先验信息的磁探测电阻抗成像算法,该算法通过利用水平集方法获得结构信息图像,并将获得的结构信息作为成像体的先验信息。在此基础上利用灵敏度矩阵算法进行图像重建,获得成像体内电导率分布情况。与传统重建算法相比,基于结构先验信息的重建算法在模型构建时可以获得更为准确的成像体轮廓信息,从而获得更为精确的磁场信息,以提高图像分辨率;其次在逆问题重建过程中,代入先验信息进行电导率更新迭代,比均匀初值情况下的计算得到更精确的电导率重建数值,能够重建出更真实的异质体信息,以达到提升重建图像分辨率的效果。

1 基础与关键技术

1.1 磁探测电阻抗成像基本原理

1) 正问题描述

在成像区域 Ω 边界 $\partial\Omega$ 上,通过激励电极向成像体注

入一定电流 I ,在成像体的内部会产生相应的电势分布和电流密度分布^[21]。由拉普拉斯方程描述可得:

$$\begin{cases} \Omega: \nabla \cdot \sigma \nabla \phi = 0 \\ \Gamma: -\sigma \nabla \phi \cdot n = g \end{cases} \quad (1)$$

式中: g 表示由注入电流引起的边界电流密度的法向分量。

首先,采用变分原理,将式(1)的求解最终转化为解式(2)矩阵方程。其中系数矩阵 \mathbf{A} 与电导率 σ 有关, \mathbf{F} 仅与边界上的激励电流密度有关。

$$\mathbf{A}\Phi = \mathbf{F} \quad (2)$$

将电势 ϕ 代入式(3)和(4)求出成像体 Ω 内部区域的电场强度 E 和电流密度 J 。

$$E = -\nabla \phi \quad (3)$$

$$J = \sigma E = -\sigma \nabla \phi \quad (4)$$

继而,根据毕奥-萨伐尔定律可求解成像区域 Ω 周围的磁感应强度 B :

$$B = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_{\Omega} J \times \frac{r - r'}{|r - r'|^3} d\Omega \quad (5)$$

将式(5)详细展开,如式(6)所示。

$$B = -\frac{\mu_0}{4\pi} \int_{\Omega} \sigma \nabla \phi \times \frac{r - r'}{|r - r'|^3} dr' \quad (6)$$

式中: μ_0 是真空磁导率; $r = (x, y)$ 是场点(测量点); $r' = (x', y')$ 是源点。

2) 逆问题描述

灵敏度矩阵算法的重建思想是初始化成像体电导率为均匀分布,通过不断降低磁感应强度的实际测量值与计算值之间的误差迭代获得成像体的真实电导率分布。具体步骤如下:

记初始电导率分布为 σ_0 ,此时成像体内部的电势和电流密度分布分别为 φ_0 和 J_0 ,则根据毕奥-萨伐尔定律,计算该电导率分布下的磁感应强度 B 为:

$$B = -\frac{\mu_0}{4\pi} \int_{\Omega} \sigma_0 \nabla \varphi_0 \times \frac{r - r'}{|r - r'|^3} dr' \quad (7)$$

当初始电导率数值增加 $\Delta\sigma$ 时,相应电势增加 $\Delta\varphi$,此时磁感应强度可表示为式(8)的形式。

$$B = -\frac{\mu_0}{4\pi} \int_{\Omega} (\sigma_0 + \Delta\sigma) \nabla (\varphi_0 + \Delta\varphi) \times \frac{r - r'}{|r - r'|^3} dr' \quad (8)$$

将式(8)与(7)的差值记为 ΔB , 如式(9)所示。

$$\Delta B = -\frac{\mu_0}{4\pi} \int_{\Omega} \Delta\sigma \left(\nabla \varphi_0 + \sigma_0 \frac{\partial \nabla \varphi}{\partial \sigma} \right) \times \frac{r - r'}{|r - r'|^3} dr' \quad (9)$$

将式(9)改写为灵敏度方程形式, ΔB 可以表示为式(10)。

$$\Delta B = S \Delta\sigma \quad (10)$$

$$S = -\frac{\mu_0}{4\pi} \int_{\Omega} \left(\nabla \varphi_0 + \sigma_0 \frac{\partial \nabla \varphi}{\partial \sigma} \right) \times \frac{r - r'}{|r - r'|^3} dr' \quad (11)$$

式中： S 为灵敏度矩阵，灵敏度矩阵的构建是重建电导率过程中的关键。获得灵敏度矩阵后进一步求解灵敏度方程式(11) 即可求得 $\Delta\sigma$ ，以 $\sigma_0 = k(\sigma_0 + \Delta\sigma)$ 代替初始电导率分布 σ_0 进一步迭代直到满足迭代终止条件，继而求出电导率重建分布图像。

1.2 基于水平集算法的 MDEIT 图像重建

采用水平集方法来对成像区域进行图像分割从而实现结构信息的提取。

用零水平集曲线作为目标区域的边界，把整个组织划分为两个区域：曲线外部区域(成像体背景区域)和曲线内部区域(异质体区域)。给定一条封闭的初始轮廓，定义水平集函数为：

$$J(x, y, t) = \pm d \tag{12}$$

式中： t 为曲线变化的时间； d 为点 (x, y) 在时间 t 到曲线的最短距离，定义曲线内部的点为负值，外部的点为正值； $J(x, y, t)$ 称为符号距离函数(signed distance functions, SDF) [22-23]。任意时刻 t ，距离函数值为 0 的点组成的曲线为目标区域的边界，即零水平集。目标区域边界的演化过程可以描述为水平集函数随时间变化的动态过程。通过对水平集函数不断迭代更新使能量泛函最小化 [24]。利用水平集方法实现基于结构先验信息的 MDEIT 重建算法的整体原理如图 1 所示。

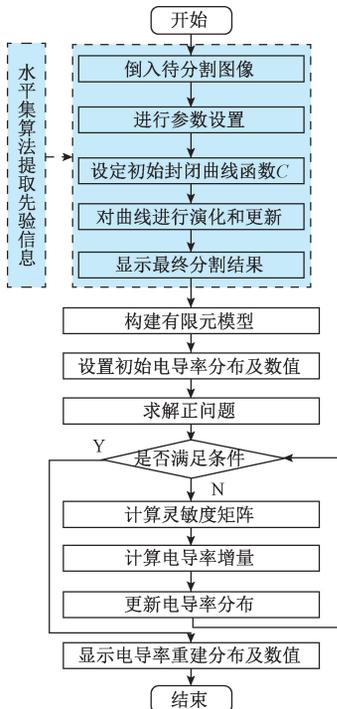


图 1 基于结构先验信息的 MDEIT 重建算法原理

Fig.1 Principle of MDEIT reconstruction algorithm based on structural prior information

2 模型仿真与结果分析

2.1 建立仿真模型

本文设计了两组仿真模型实验来验证该方法在解决 MDEIT 图像重建问题的可行性和有效性。

1) 第 1 组仿真模型。为验证本算法对于一般成像体的重建可行性，仿真模型如图 2 所示。首先建立一个大小为 10 cm×10 cm 的二维正方形成像体模型，利用有限元方法将成像体分割成大小为 1 cm×1 cm 的正方形小单元，共 100 个剖分单元。设定成像体背景电导率值为 1 S/m；成像体结构先验信息大小为 4 个剖分单元、电导率为 2 S/m；异质体大小为 1 个剖分单元、电导率为 1.7 S/m。激励电极分别是位于成像体左右与上下两侧的片状电极，其厚度可以忽略不计。通过电极向成像体注入电流强度为 1 A 的激励电流，电流沿 X 轴左侧与 Y 轴下侧流入，沿 X 轴右侧与 Y 轴上侧流出。检测器位于成像体外部，沿圆形轨迹放置，呈 3 圈均匀分布，摆放距离以成像体为中心，半径分别为 7.5、8、8.5 cm 3 组，每组 100 个检测器，检测垂直于成像体方向的磁感应强度。

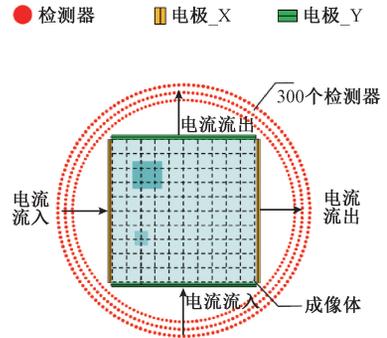


图 2 正方形仿真模型

Fig.2 The square simulation model

2) 第 2 组仿真模型：为了进一步模拟人体胸腔中的病变情况，以模拟肺水肿病变为例，仿真模型如图 3 所示。选取正常人体的胸腔模型进行仿体实验。选取分辨率为 512×512 的 CT 图像构建胸腔仿真模型，并对图像进行预处理。采用有限元方法将成像体分割成 32×32 个正方形剖分单元，取胸腔为成像体，共 453 个剖分单元。参照文献[25-26]，将肺部组织作为先验信息设置其电导率为 1.4 S/m，胸腔内的脂肪作为成像体背景信息，电导率为 0.6 S/m，肺底部为异质体以模仿肺水肿病变组织，电导率设置为 2 S/m。同样地，检测 300 个垂直于成像体的磁感应强度数据进行逆问题计算。

采用水平集方法提取成像体的结构先验信息，正方形模型的初始化封闭曲线如图 4 所示。其中，设置

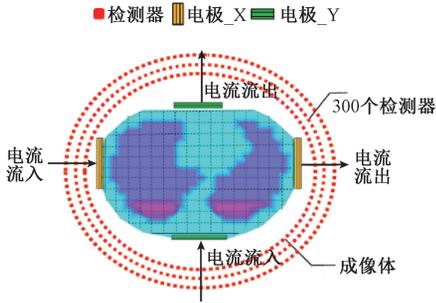


图 3 肺部真实模型
Fig.3 The pulmonary model

在待分割图像周围的初始封闭曲线二维表示如图 4 (a) 所示,初始封闭曲线选中图像的三维表示如图 4 (b) 所示。通过对水平集函数进行迭代和更新达到曲线零水平集,实现图像分割。得到成像体的结构先验信息如图 5 (a) 所示,成像体结构先验信息的三维表示如图 5 (b) 所示。胸腔模型分割前和完成后图像分别如图 6 和 7 所示。

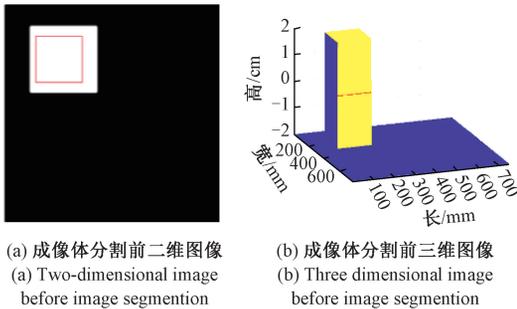


图 4 正方形模型分割前图像

Fig.4 Pre-segmentation image of the square model

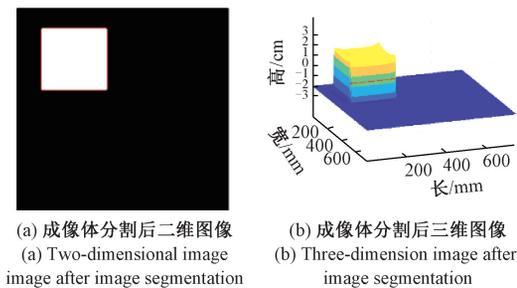


图 5 正方形模型分割后图像

Fig.5 Image after segmentation by square model

通过水平集方法进行图像分割可以完整地获取到成像体的结构形态,并作为成像体中结构先验信息,验证了水平集方法在图像分割的有效性与准确性。将获取到的结构先验信息与传统灵敏度矩阵算法结合,利用检测器检测到的磁感应强度 B 重建成像体电导率分布图像。

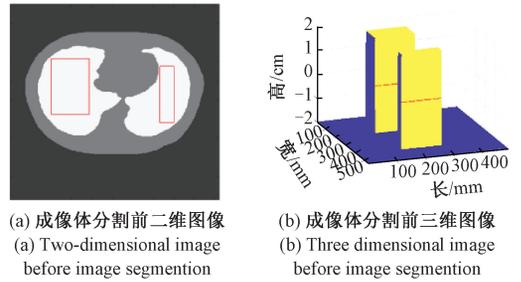


图 6 肺部模型分割前图像

Fig.6 Pre-segmentation image of pulmonary model

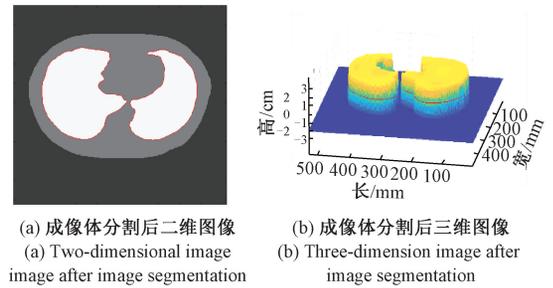


图 7 肺部模型分割后图像

Fig.7 Image after segmentation by pulmonary model

2.2 仿真结果与分析

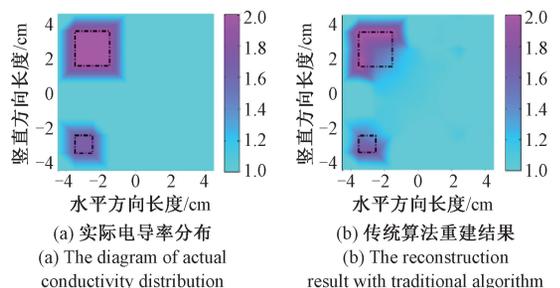
为了分析该算法的有效性,将基于结构先验信息算法的重建结果与传统灵敏度矩阵算法的重建结果进行对比,方形仿真模型重建结果如图 8 所示,肺部仿真模型重建结果如图 9 所示。图像相对误差 (image relative error, RIE) 和图像相关系数 (image correlation coefficient, ICC) 为评价图像重建质量时常用评价指标,使用式 (13) 和 (14) 计算两种算法重建电导率图像质量,计算结果如表 1 所示。

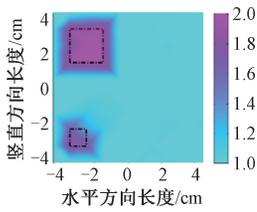
$$RIE = \frac{\|\sigma_R - \sigma_A\|}{\|\sigma_A\|} \times 100\% \quad (13)$$

式中: σ_R 表示重建电导率向量; σ_A 表示实际电导率向量。

$$ICC = \frac{\sum_{i=1}^n (\sigma_{Ri} - \bar{\sigma}_R) (\sigma_{Ai} - \bar{\sigma}_A)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (\sigma_{Ri} - \bar{\sigma}_R)^2 \sum_{i=1}^n (\sigma_{Ai} - \bar{\sigma}_A)^2}} \quad (14)$$

式中: $\bar{\sigma}_R$ 与 $\bar{\sigma}_A$ 表示 σ_R 与 σ_A 的平均值。

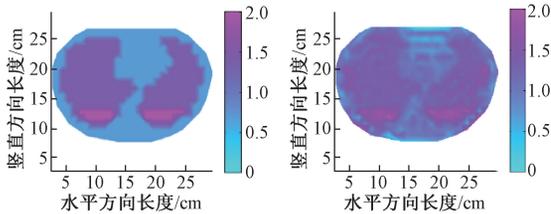




(c) 基于结构信息算法重建结果
(c) The reconstruction result based on structural information algorithm

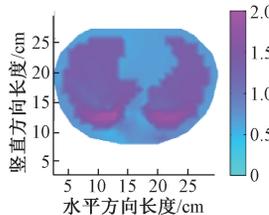
图8 正方形模型重建电导率分布结果

Fig.8 Reconstructed conductivity distribution results of square simulation model



(a) 实际电导率分布
(a) The diagram of actual conductivity distribution

(b) 传统算法重建结果
(b) The reconstruction result with traditional algorithm



(c) 基于结构信息算法重建结果
(c) The reconstruction result based on structural information algorithm

图9 胸腔模型重建电导率分布结果

Fig.9 Reconstructed conductivity distribution results of pulmonary model

两种重建算法的重建图像的剖面图对照信息如表2所示,通过结果可以看出,传统的灵敏度矩阵算法仅可以确定出异质体的大致位置。基于结构先验信息的重建算法不但可以准确确定异质体的位置和形状,同时电导率

表2 两种重建算法对应的重建图像的剖面信息

Table 2 Sectional information of reconstructed images of two reconstruction algorithms

剖面信息	正方形模型			胸腔模型					
	异质体 1			异质体 1			异质体 2		
	峰值/ ($S \cdot m^{-1}$)	半高宽 X/cm	半高宽 Y/cm	峰值/ ($S \cdot m^{-1}$)	半高宽 X/cm	半高宽 Y/cm	峰值/ ($S \cdot m^{-1}$)	半高宽 X/cm	半高宽 Y/cm
真实值	1.7	3	2	2	2.5	5	2	2.5	5
传统算法重建	1.5	2.8	1.7	1.9	2.7	4.8	1.9	2.4	5.3
基于结构先验信息重建	1.65	3	1.9	1.9	2.5	5	1.9	2.55	5.2

表1 两种算法对应的重建图像评价指标

Table 1 Evaluation metrics of reconstructed image of two algorithms

重建算法类型	正方形模型		胸腔模型	
	相对 误差/%	相关 系数	相对 误差/%	相关 系数
传统灵敏度矩阵算法	14	0.867 6	27.3	0.698 8
基于结构先验信息重建算法	6.46	0.976 6	8.24	0.974 2

数值大小的重建结果与真实电导率值基本一致。仿真实验结果表明:在异质体重建电导率数值、位置和形状方面,基于结构先验信息的重建算法的重建结果比传统灵敏度矩阵算法更加精确。

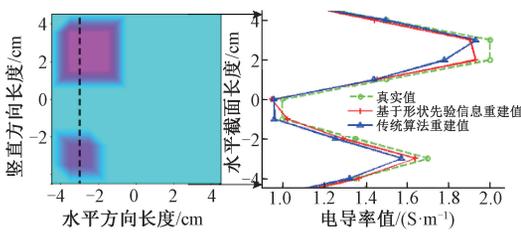
为了直观地对比两种算法重建结果中异质体电导率分布,计算了图8所示不同模型下两种重建算法得出的异质体中心坐标及其与异质体实际中心的欧氏距离,如表3所示。通过对比不同模型下两种重建算法的重建结果发现:基于结构先验信息算法的重建图像异质体中心定位精度更准确、伪影较少。结合表2,基于结构先验信息算法的重建算法欧氏距离明显小于传统重建算法的重建结果。结果表明:在异质体中心定位性能上,基于结构先验信息的重建算法明显优于传统灵敏度矩阵重建算法。

其中,经过异质体中心剖面中X方向电导率分布曲线如图10(a)所示,同一剖面图中Y方向电导率值分布如图10(b)所示,图中绿色虚线代表真实电导率值分布、红色带竖线曲线代表基于结构先验信息重建电导率值分布、蓝色带三角曲线代表基于传统算法重建电导率值分布。胸腔模型重建剖面图及X、Y方向的电导率分布曲线如图11与12所示。从图11~12中可以明显看出相较于传统算法的重建曲线的锯齿状分布,基于结构先验信息算法的重建曲线较为平滑,并且与真实电导率分布曲线变化趋势更加一致,说明基于结构先验信息的重建算法相较于传统灵敏度矩阵算法在重建异质体形状的完整性方面更加有效且稳定。

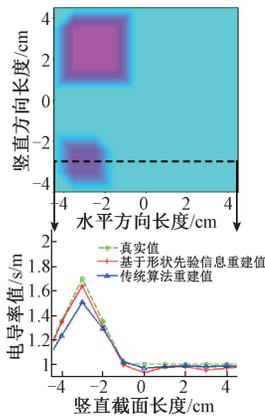
表 3 两种重建算法对应的重建异质体中心位置对比

Table 3 Comparison of reconstructed anomalies' center positions corresponding to two reconstruction algorithms

重建算法类型	正方形模型		胸腔模型			
	异质体 1		异质体 1		异质体 2	
	中心点坐标	距离/cm	中心点坐标	距离/cm	中心点坐标	距离/cm
实际电导率	(-3, -3)	—	(9.5, 11.5)	—	(21.5, 11.5)	—
传统灵敏度矩阵算法	(-3, -3.5)	0.50	(10.3, 11.7)	0.8	(22, 11.7)	0.54
基于结构先验信息重建算法	(-3.16, -3.16)	0.23	(9.8, 11.5)	0.3	(21.7, 11.5)	0.2



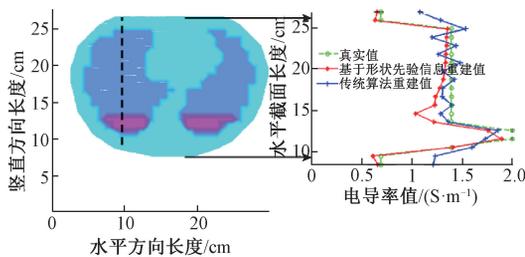
(a) 重建X方向电导率分布曲线
(a) Cross section plot in X direction



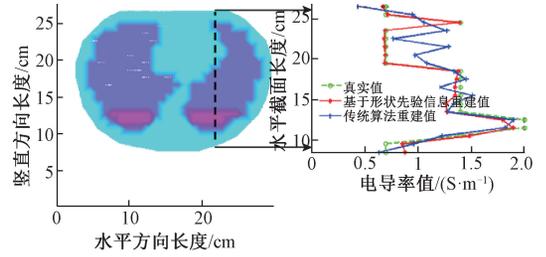
(b) 重建Y方向电导率分布曲线
(b) Cross section plot in Y direction

图 10 正方形模型重建电导率分布曲线对比

Fig.10 Comparison of conductivity distribution curves of square simulation model



(a) 异质体1重建X方向电导率分布曲线
(a) Reconstructed conductivity distribution curve in X direction of the first anomaly



(b) 异质体2重建X方向电导率分布曲线
(b) Reconstructed conductivity distribution curve in X direction of the second anomaly

图 11 胸腔模型重建 X 方向电导率分布曲线对比

Fig.11 Comparison of conductivity distribution curves in X direction of pulmonary model

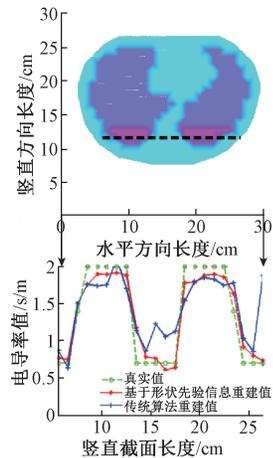


图 12 胸腔模型重建 Y 方向电导率分布曲线对比

Fig.12 Comparison of conductivity distribution curves in Y direction of pulmonary model

3 仿体实验及结果

3.1 仿体实验

为了验证基于结构先验信息重建算法在实际临床应用中的可行性,本文设计了如下的仿体实验:选取一个 10 cm×10 cm×10 cm 的亚克力材质正方体容器,将两对

电极贴于容器内侧,且相对放置的两片为一组。在容器内加入浓度为 9 g/L 的 NaCl 溶液作为成像体背景,并在其中放置一根 3 cm×3 cm×10 cm 的长方体铝棒作为本实验成像体中已知的先验信息;放置一根 2 cm×2 cm×10 cm 的长方体铝棒作为待检测的异质体,如图 13 所示。

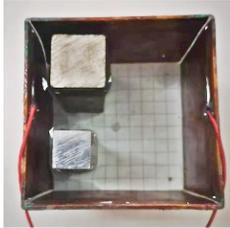


图 13 实验仿体

Fig.13 The phantom of the experiment

仿体实验通过如图 14 所示的 MDEIT 测量系统检测成像体在激励电流下的磁感应强度。系统由实验仿体、SR7280 锁相放大器、检测线圈和扫描平台组成。获得的磁感应强度数据由磁场检测器分别围绕 7.5、8、8.5 cm 的半径扫描获取,采用传统灵敏度算法和先验信息算法的结果如图 15 所示,两种算法重建相对误差分别为 87.47% 和 33.39%,相关系数分别为 0.332 6 和 0.812 3。基于结构先验信息重建算法获得的电导率分布图像的重建误差降低了 54.08%,相关系数提高了 0.480 6,结果表明,本文方法有效地提高了重建图像的精度。为了进一步分析基于结构先验信息的重建算法在重建异质体定位信息和电导率图像剖面分布情况,绘制了基于形状先验信息算法重建结果经过异质体中心的电导率分布剖面图及 X、Y 方向的电导率分布曲线,如图 16 所示。可以看出,本文算法重建的电导率分布与真实电导率分布趋势一致。

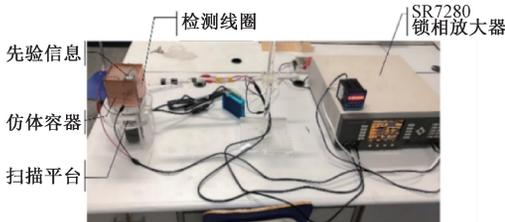
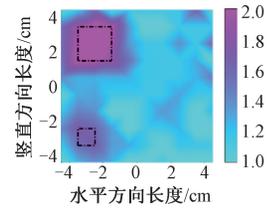
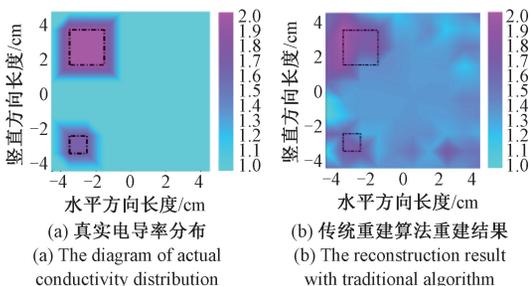


图 14 MDEIT 测量系统

Fig.14 Schematic diagram of MDEIT measurement system

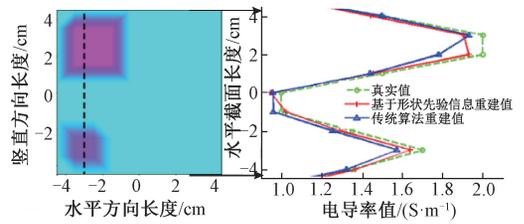


(c) 基于结构先验信息算法重建结果

(c) The reconstruction result based on structural information

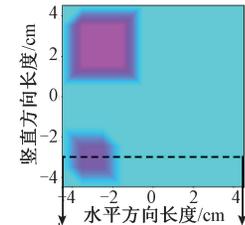
图 15 仿体重建结果对比

Fig.15 The comparison of reconstruction results of phantom



(a) 仿体重建 X 方向电导率分布曲线

(a) Cross section plot in X



(b) 仿体重建 Y 方向电导率分布曲线

(b) Cross section plot in Y

图 16 仿体重建电导率分布曲线对比

Fig.16 Comparison diagram of conductivity distribution curves of Phantom

基于结构先验信息的重建算法在仿体实验中重建图像的异质体定位信息和剖面信息如表 4 所示。图 16 和表 4 共同说明:基于结构先验信息的重建图像中异质体形状较为明显,与实际情况基本一致,虽然重建结果中仍存在少量伪影,但与传统重建算法相比,显著改善了背景不均匀的情况。

4 结 论

针对磁探测电阻抗成像逆问题重建中图像异质体的准确定位、重建真实成像体的形状,提高图像分辨率等问题,本文提出基于结构先验信息的 MDEIT 图像重建算

表4 基于结构先验信息的重建异质体定位和图像剖面信息
Table 4 The position and sectional information of anomaly based on structural prior information

重建算法类型	异质体定位信息			剖面图信息	
	坐标	距离/cm	峰值/半高宽/($S \cdot m^{-1}$)	X方向半高宽/cm	Y方向半高宽/cm
真实值	(-3,3)	—	1.7	2	2
基于形状信息重建算法	(-3.1,3.1)	0.1	1.65	2.3	2.2

法,采用正方形模型与真实人体胸腔模型进行了仿真实验,并通过图像相对误差、图像相关系数与重建图像异质体形心与重建图像剖面图等图像评价指标对所提出的算法重建图像质量进行分析,结果表明:在重建图像异质体定位与异质体形状的准确性方面,基于结构先验信息重建算法的重建结果要比灵敏度矩阵重建算法更接近于实际电导率分布情况。为验证基于结构先验信息的 MDEIT 图像重建算法在解决实际问题上的有效性,在仿真实验的基础上,设计了一组仿体实验,对仿体电导率分布情况进行了重建。结果显示,基于结构先验信息的重建结果能够清晰地重建出异质体的位置,且异质体大小与真实情况基本一致,从而验证了该算法在实际应用中的有效性。在未来临床应用中,该方法可以结合 CT,核磁等影像数据作为先验信息,为脑出血、肺损伤、肿瘤等多种疾病的检测提供依据。基于结构先验信息的磁探测电阻抗成像算法能够有效提高电阻抗重建图像的精度,同时对于其他形式的电阻抗成像技术也具有借鉴意义。

参考文献

- [1] AHLFORS S, ILMONIEMI R. Magnetic imaging of conductivity [C]. 14th Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1992, 2011: 1717-1718.
- [2] WANG H Q, YIN J L, LI G X, et al. Image reconstruction in respiratory monitoring based on the anatomical information for magnetic detection electrical impedance tomography [C]. International Conference on Signal Processing, 2016, DOI: 10.1109/ICSP.2016.7877921
- [3] TOZER J C, IRELAND R H, BARBER D C, et al. Magnetic impedance tomography [J]. Annals of the New York Academy of Sciences, 1999, 873 (1): 353.
- [4] IRELAND R H, BARBER D C. Constrained image reconstruction for magnetic detection electrical impedance tomography [J]. International Journal of Imaging Systems & Technology, 2010, 17 (6): 379-382.
- [5] YANG F, LIU K, ZHU L W, et al. A derivative-based method for buried depth detection of metal conductors [J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2018, 54 (4): 1-9.
- [6] HAO L L, LI G, LIN L. Optimization of measurement arrangements for magnetic detection electrical impedance tomography [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2014, 61(2): 444-452.
- [7] FAN W, LEI J, DONG Y, et al. Damage detection of CFRP laminate structure based on four-probe method [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38 (4): 961-968.
- [8] CHEN R J, WU W W, FI H F, et al. A stacked autoencoder neural network algorithm for breast cancer diagnosis with magnetic detection electrical impedance tomography [J]. IEEE Access, 2020, 8: 5428-5437.
- [9] REBBANI A, BOUSSETILA N, REBBANI F. Modified auxiliary boundary conditions method for an ill posed problem for the homogeneous biharmonic equation [J]. Mathematical Methods in the Applied Sciences, 2019, 43(1): 353-383.
- [10] GAZZOLA S, NOSCHESI S, NOVATI P, et al. Arnoldi decomposition, GMRES, and preconditioning for linear discrete ill-posed problems [J]. Applied Numerical Mathematics, 2019, 142: 102-121.
- [11] 陈瑞娟, 戚昊峰, 李炳南, 等. 基于栈式自编码器的磁探测电阻抗成像算法研究 [J]. 仪器仪表学报, 2019, 40(1): 257-264.
CHEN R J, QI H F, LI B N, et al. Study on magnetic detection electrical impedance tomography algorithm based on stacked auto-encoder [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019, 40 (1): 257-264.
- [12] GONZALEZ G, KOLEHMAINEN V, SEPPANEN A. Isotropic and anisotropic total variation regularization in electrical impedance tomography [J]. Computers and Mathematics with Applications, 2017, 74(3): 564-576.
- [13] YANG Y, JIA J. An image reconstruction algorithm for electrical impedance tomography using adaptive group sparsity constraint [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2017, 66(9): 1-11.
- [14] WANG H, FENG Y, WANG J, et al. The research on the lung tumor imaging based on the electrical impedance tomography [J]. Artificial Intelligence and Robotics, 2017, 34 (1): 27-33.
- [15] JOSE M, PERE J R, MIGUEL V, et al. Tidal volume monitoring by electrical impedance tomography (EIT) using different regions of interest (ROI): Calibration equations [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2015, 18: 102-109.

- [16] BAGHBANI R, MORADI H M, SHADMEHR M B, et al. A new bio-impedance forceps sensor for measuring electrical conductivity of the biological tissues[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2019, 19(23): 11721-11731.
- [17] 陈晓艳, 王化祥, 石小累, 等. 人体肺功能生物电阻抗成像技术[J]. *中国生物医学工程学报*, 2008, 27(5): 26-31.
CHEN X Y, WANG H X, SHI X L, et al. Lung functional imaging based on medical electrical impedance tomography [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2008, 27(5): 26-31.
- [18] SCHULLCHE B, GONG B, KRUEGER Z S, et al. Structural-functional lung imaging using a combined CT-EIT and a discrete cosine transformation reconstruction method[J]. *Scientific Reports*, 2016, 6(1): 25951.
- [19] LI H T, CHEN R Q, XU C H, et al. Combing signal processing methods with algorithm priori information to produce synergetic improvements on continuous imaging of brain electrical impedance tomography[J]. *Scientific Reports*, 2018, 8(1): 10086-10095.
- [20] 王琦, 陈晓静, 汪剑鸣, 等. 基于人体结构先验信息的胸部电阻抗成像方法[J]. *中国生物医学工程学报*, 2019, 38(1): 38-46.
WANG Q, CHEN X J, WANG J M, et al. Chest electrical impedance tomography method based on priori information of human body structure[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2019, 38(1): 38-46.
- [21] BIRGÜL O, EYÜBO ĞLU B M, IDER Y Z. Experimental results for 2D magnetic resonance electrical impedance tomography (MR-EIT) using magnetic flux density in one direction[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2003, 48(21): 3485-3504.
- [22] ZHAO L H, ZHANG H R, MAO J, et al. A simple iterative geometry-based interface-preserving reinitialization for the level set method[J]. *International Journal of Computational Fluid Dynamics*, 2019, 33(9): 371-392.
- [23] DONG L, ANIL K K, DU J F. A parametric level set method for electrical impedance tomography [J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 2018, 37(2): 451-460.
- [24] WEI Z W, QIAO Y L, LUG X, et al. Heat diffusion embedded level set evolution for infrared image segmentation[J]. *IET Image Processing*, 2020, 14(2): 267-278.
- [25] FAES T J, DER MEIJ H A, DE MUNCK J C, et al. The electric resistivity of human tissues (100 Hz~10 MHz): a meta-analysis of review studies [J]. *Physiological Measurement*, 1999, 20(4): R1-R10.

- [26] 刘延勇. 多频经胸电阻抗技术检测肺水肿的初步研究[D]. 西安:第四军医大学, 2004.

LIU Y Y. The preliminary research on detection of pulmonary edema with multi-frequency transthoracic electrical Bio-impedance[D]. Xi'an: The Fourth Military Medical University, 2004.

作者简介



陈瑞娟, 2006年于河北大学获得学士学位, 2009年于河北工业大学获得硕士学位, 2012年于天津大学获得博士学位。现为天津工业大学生命科学学院硕士生导师, 主要研究方向为生物医学成像, 生物医学图像处理, 生物医学信息检测。

E-mail: chenruijuan@tjpu.edu.cn

Chen Ruijuan received her B.Sc. degree from Hebei University in 2006, received her M.Sc. degree from Hebei University of Technology in 2009, and received her Ph.D. degree from Tianjin University in 2012. Now she is a M.Sc. advisor in the School of Life Sciences at Tiangong University. Her main research interests include biomedical imaging, biomedical image processing, biomedical information detection.



吴伟巍, 2018年于忻州师范学院获得学士学位, 现为天津工业大学电子与通信工程硕士研究生。主要研究方向为生物医学成像。

E-mail: wuweiwei1124@163.com

Wu Weiwei received her B.Sc. degree from Xinzhou Teachers University in 2018. She is currently a M.Sc. candidate in the School of Electronics and Information Engineering at Tiangong University. Her main research interests include biomedical imaging.



王瑶(通信作者), 2011年于华南理工大学获得工学学士学位, 2016年于清华大学获得工学博士学位。现为天津工业大学生命科学学院硕士生导师。主要研究方向为生物医学信号检测与处理, 听觉与认知工程。

E-mail: wangyao_show@163.com

Wang Yao (Corresponding author) got a bachelor degree in engineering from South China University of Technology in 2011. She received a Ph.D. degree in engineering from Tsinghua University in 2016. From 2016 to the present, she worked at the Tiangong University as a M.Sc. advisor in the school of Life Sciences. Her main research interests include biomedical information processing and detection, auditory and cognitive engineering.