2013年11月

doi:10.11835/j.issn.1000-582X.2013.11.002

交叉平面电阻抗成像模型分析

冉 鹏^{1,2},何 为²,徐 征²,李 冰²,李松浓²

(1. 重庆邮电大学 生物信息学院,重庆 400065;2. 重庆大学 电气工程学院,重庆 400044)

摘 要:该研究针对传统平面电极阵列电阻抗成像系统问题,构建了一个交叉平面电极阵列的 电阻抗断层成像系统。此系统由 65 个电极组成 4 个水平和 8 个轴向相交叉的成像空间。仿真及 水槽实验采用了 Tikhonov 正则化算法,重建结果与原物体的比较表明,该成像方式在空间中能够 提供更高的分辨率和定位精度。此外,这种方法能有效地减少计算量,在临床检查和监护上显示出 很大的应用前景。

Analysis of cross-plane electrode arrays for electrical impedance tomography

RAN Peng^{1,2}, HE Wei², XU Zheng², LI Bing², LI Songnong²

(1. School of Bioinformatics, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing 400065, China; 2. College of Electrical Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: A cross-plane electrical impedance tomography system is constructed to solve the problem of the conventional planar electrode array. This system consists of four planar and eight axial cross imaging planes composing from 65 electrodes. The Tikhonov regularization algorithm is adopted for image reconstruction in simulation and flume experiment. Comparison between the reconstruction result and the original object shows that the cross-plane reconstruction method in three-dimensional space provides higher spatial resolution and position accuracy. In addition, it effectively reduces the amount of computation, and reveals great prospect for the application of clinical examination and monitoring.

Key words: electrical impedance tomography; cross-plane electrode arrays; Tikhonov regularization; interpolation reconstruction

电阻抗断层成像是一种只需对物体体表进行测量而重构出内部阻抗图像的技术。它通过注入电流到一个目标区域建立电场,随后对目标周边产生的电压进行测量^[1]。传统的电阻抗断层成像技术中,

电极的放置通常局限于某个平面,然而,电阻抗成像 本质上是一个三维问题,其电流不局限于在某个平 面上流动,因此,二维图像重建通常会产生伪像^[2]。 而三维电阻抗成像的主要问题是:系统无法负担复

收稿日期:2013-06-12

基金项目:国家自然科学基金面上项目(51377182;51377186);重庆市科技人才培养计划项目(CSTC2013KJRC-QNRC0104);重庆市教委科技计划"基于复合电极阵列的多频电阻抗成像研究"

作者简介:冉鹏(1981-),男,重庆大学博士研究生,主要从事电磁场数值计算及成像。

何为(联系人),男,重庆大学教授,博士生导师,(E-mail)hewei@cqu.edu.cn。

杂的算法,病态性使得算法有时难以实现,尤其是在 边缘区域,最终造成重建图像中目标位置难以判断 或形状扭曲^[3]。在笔者前期的研究工作中,建立了 开放式电阻抗成像系统,该系统能够很好地实现物 体的表层阻抗判定,但是受制于探测深度的因素,精 度只能保证在 2~3 cm 的范围内^[4]。为此开发交叉 平面电极阵列系统,通过交错的二维成像数据,能够 更有效地构建三维成像模型,并在保证有效精度的 前提下减小了直接三维重构的计算量。

1 数值模型及方法

1.1 模型结构

笔者构建的模型是一个半径为100 mm的半 球,水平方向看,电极被分布在了4个不同的层上, 每层的16个电极等间距环状地分布在半球的边缘 (图1(a)),该分布方式的良好对称性可以提供精确 可靠的测量结果。模型的第1层距底部15 mm,之 后的每一层间隔为20 mm。图1(b)为该模型的俯 视图,其中顶部的电极作为共用电极,65个电极又 在空间上被分为8组垂直于上述的4组水平电极



(a)侧视图



图1 电极放置模型

阵列。通过这样的划分,每个弧形切面包含9个 电极,当电极从轴向注入模型时,电极之间的角 度是不等的,但呈轴向对称。弧形电极的检测方 式是基于电阻抗成像对腹腔内的出血的检测^[5], 虽然使用弧形电极阵列能够提供更多的有效信 息,但是其注入电流在被测物体中的分布具有很 大的不对称性,因此需要对算法进行评估,确定 适当的算法参数。

1.2 测量方式

由于测量结果需要包含足够的、可重构的数据 来进行稳定的图像重建,目前最常用的有"相邻"和 "相对"驱动,它们都使用差分方式,对非电流注入电 极进行测量,以减少电极的接触阻抗的影响,提高共 模噪声抑制^[6]。为此,对4层圆电极阵列采取相对 电极注入,从而提高在中心区域的灵敏度,对8组弧 形电极采取相邻电极注入,以提供更好的分辨率以 及更多的独立的测量数据。

1.3 重构算法

时差成像由测量导电率随时间的微小变化而进 行的图像重构,这种方式能够提高重建图像的稳定 性,克服如未知的接触阻抗、电极位置不准确和非线 性所带来的问题。对边界电压 V 的测量,实际上是 与电导率分布相关联,表述为 $V = f(\sigma)$ 。通过泰勒 级数展开,忽略高阶项,得到一个线性近似 $\Delta V = S \cdot$ $\Delta \sigma, \Delta \sigma$ 是矢量离散电导率, S 为灵敏度矩阵。通过 计算在时间间隔(t_1, t_2)上的 $\Delta V = V_2 - V_1$,来得到 电导率分布。

由于该系统几何结构及电极分布方式相比圆周 的电极放置在重构中呈现出更高的病态性,因此,选 定一个合适的算法和确定相关参数的取值尤为重 要。在下面的实验中,笔者通过3种方法比较,来评 估最适合的重建算法,以满足交叉平面电极图像重 建的要求。

1.3.1 一步牛顿法(NOSER)

一步牛顿法的应用首先由 Cheney 等提出^[7]。 该算法基于牛顿法,但只计算牛顿法的第一步,而不 进行迭代计算。使用电阻率ρ来解释这个概念,在 最小二乘法中,通过最小误差平方和估计,得到近 似解:

$$\operatorname{argmin} \| \Delta V - U(\rho) \|_{\frac{2}{2}}^{2}$$
 (1)

在一步牛顿法中,算法表达为

 $\Delta \sigma = (\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{J} + \boldsymbol{\varepsilon} \cdot \operatorname{diag}(\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{J}))^{-1} \boldsymbol{J}^{\mathrm{T}} \cdot \Delta V, \quad (2)$ 式中: *J* 为雅可比矩阵,也称为灵敏度矩阵; *\varepsilon* 是正规 化参数,范围在 0 和 1 之间; diag(\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{J})表示对角矩 阵,可看作是高阶误差的近似表达^[8]。

1.3.2 加权最小范数法(WMNM)

由于远离电极处的灵敏度通常较小,该算法最小二乘解基于最小化加权范数的解^[9]。这种方法能够很好适应电阻抗成像中各电极拓扑结构和远点处的图像重建问题。Clay和Ferree提出的单步反演FOCUSS算法用于电阻抗图像重建中,称为加权最小范数法(WMNM)^[10]。该算法中,加权系(w_j)被定义为

$$w_j = (\sum_{i=1}^M J_{ij}^2)^{-1/2},$$
 (3)

通过对矩阵元素的规范化调整,可以使用一个对角 加权矩阵W来表示,最终得到

$$\Delta \sigma = \boldsymbol{W} (\boldsymbol{J} \boldsymbol{W})^+ \boldsymbol{\cdot} \Delta \boldsymbol{V}, \qquad (4)$$

可以得出,该变化实际上是重建矩阵J,使之扩展为 $W(JW)^+$ 。

1.3.3 Tikhonov 正则化(TR)

Tikhonov 正则化算法在重建过程中应用高阻 尼特征向量模型参数,添加罚函数使算法生成的阻 尼效果,从获得稳定的解,同时在一定程度上确保平 均时间内的空间分辨率。通常 Tikhonov 正则化,可 以通过求解如下方程的最小范数解得到,

$$\operatorname{argmin}\{ \| \Delta V - U(\sigma) \|_{2}^{2} + \lambda \| L(\sigma - \sigma_{0}) \|_{2}^{2},$$
(5)

对于零阶 Tikhonov 正则化, L 是单位矩阵, 参量 $\sigma_0 = 0$ 。

方程(5)的代数形式为

$$\Delta \sigma = (\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{J} + \boldsymbol{\lambda} \cdot \boldsymbol{W}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{W})^{-1} \boldsymbol{J}^{\mathrm{T}} \cdot \Delta V_{\circ}$$
(6)

选择合适的正则化参数 λ 对于平衡该方程非常 重要。W 是一个正定矩阵,与先验信息密切相关,受 噪声 ΔV 影响,一般是未知的。使用 L-曲线法,可 以选择适当的正则化参数^[11]。

定义的参数 η 和 ρ 为

$$\eta = \lg \| \Delta \sigma \|^{2}, \rho = \lg \| S \Delta \sigma - \Delta V \|^{2}.$$
(7)
L 曲线的曲率可以表示为

$$\kappa = 2 \frac{\rho' \eta'' - \rho'' \eta'}{\left[(\rho')^2 + (\eta')^2 \right]^{3/2}}, \qquad (8)$$

而正则化参数即为该曲线拐点处的值,正则化 参数可以看作是通过加权罚项对最小范数方程平滑 求解,即一奇异值过滤器^[12]。

2 仿真分析

该模型通过 COMSOL Multiphysics 4.1 建立 三维模型,并进行仿真验证。数据分析、参数评估和 图像重建在 Matlab(版本:7.11.0)中进行。

2.1 正问题仿真

在图 2 中,半球的半径为 10 cm,容器内液体的 电导率为 0.2 S/m⁻¹,电极 (导电率 6×10^7 S/m⁻¹) 为半径 2 mm、高度 4 mm 的圆柱体,并部分插入到 半球体内(电极分布参见 1.1)。异物是一个电导率 为 0.3 S/m⁻¹,半径为 2 cm 的球形物体,依次放置 在 0、2.5、5.0、7.5 cm,即图 3(a)标示为 a_0 、 a_1 、 a_2 、 a_3 处,进行水平切面仿真实验。依次放置在 x =0 cm, y 在 2.5、5.0、7.5 cm,即图 3(b)标示为 b_0 、 b_1 、 b_2 处; y = 2.5 cm, x 在 2.5、5.0、7.5 cm,即 图 3(b)标示为 c_0 、 c_1 、 c_2 处,进行垂直切面仿真实 验。因此,共有 10 个模拟仿真,分别对应于水平和 垂直剖面的不同物体放置。仿真采用 5 mA,频率为 100 kHz的电流激励(激励和电压测量方式参见 1.2)^[13]。



(a)水平电极面仿真(电压范围1.4~1.8 V)



图 2 正问题仿真



(a)在水平面的不同位置:物体在a₀~a₃



(b)在垂直面的不同位置:物体在 b_0 、 b_1 、 b_2 与 c_0 、 c_1 、 c_2

图 3 异物存在于不同位置的仿真

2.2 数据处理及重建

重构采用了有限元网格的方法,水平剖面包括 10 728 个元素, 4 787 个节点;垂直剖面包括 5 461 个 元素,2 476 个节点。两个网格模型与上述几何模型 相匹配,容许公差设置为 1×10^{-5} ,最佳正规化参数 λ 经计算分别为 1.7×10^{-4} 和 2.3×10^{-4} 。将测量数 据整理为两组: $a_0 \sim a_3$ 的数据作为水平面成像结果 的评估; $b_0 \sim b_2$ 和 $c_0 \sim c_2$ 的数据作为垂直面成像结 果的评估。

2.3 仿真结果

通过对比上述算法,对其在该模型中的表现加 以评估。

1)条件数(cond)。

对于矩阵 H 的 SVD 其分解的形式为

$$\boldsymbol{H} = \boldsymbol{U} \sum \boldsymbol{V}^{\mathrm{T}} = \sum_{i=1}^{N} u_i \boldsymbol{\sigma}_i \boldsymbol{v}_i^{\mathrm{T}}, \qquad (9)$$

其中, U = V 是正交列的矩阵。 σ_i 按降序排列, 这样 $\sigma_1 \ge \cdots \ge \sigma_n \ge 0, \sigma_i$ 为 H 的奇异值。H 的条件数 cond(H) = σ_1 / σ_n 。条件数提供了一种方法来衡量 H对噪声的敏感性, 相对较大的条件数, 会使问题的病 态性增强。

从表1中可以看出,由水平面电极相关方程得 到的条件数远小于垂直面的条件数,这是由于水平 面是16个完整的圆状电极阵列,而垂直面为9电极 的弧形阵列。由加权最小范数法所得的条件数略小 于一步牛顿法,而Tikhonov 正则化为三者中最小。 此外,二维重建的条件数远比三维重建的条件数要 小,通过该二维图像重构来获得空间位置的方法也 比直接三维重构可靠性相对较高,通常三维重构中 条件的值一般都大于1×10⁴。

表 1 在两种电极排列方式下雅阁比矩阵的条件数比较 (对于圆形分布取 ε =0.5, λ =1.7×10⁻⁴, 对于弧形分布取 λ =2.3×10⁻⁴)

条件数	Jacobian matrix J	NOSER regularization $(J^{T}J + \epsilon \cdot \operatorname{diag}(J^{T}J))^{-1}J^{T}$	Weighted Minimum Norm Method W (JW) ⁺	Tikhonov Regularization $(\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{J} + \boldsymbol{\lambda} \boldsymbol{\cdot} \boldsymbol{W}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{W})^{-1}\boldsymbol{J}^{\mathrm{T}}$
圆形排列	5.791 $\times 10^{6}$	3.348×10^{6}	3.060×10^{6}	4.539×10^{4}
弧形排列	6.382 $\times 10^{10}$	1.656×10^{10}	1.450×10^{10}	6.093×10^{7}

2)数量指数(Q)。

数量指数,通常也可看作图像指数,用于评估范 围内由于异物引起的电导率相对变化。

$$Q = \sum_{i=1}^{N} A_{i} \cdot \Delta \sigma_{i}, \qquad (10)$$

电导率变化和有限元单元分别表示为 $\Delta \sigma_i$ 和 A_j ,定 义相对数量指数为

$$\delta Q = Q/Q_0, \qquad (11)$$

Q表示电导率变化测量值,Q。表示异物的真实电

导率。

由图 4 可以看出,对于 3 种算法的相对数量指数在不同位置处,都在理论值 1 左右波动,最大值约为 1.4 出现在 c₀ 处,NORSER 和 WPI 算法在该位置的值相近。该数值在靠近成像范围的中心时,其大小接近理论值 1。从结果还可以得出,当物体在 c₀、c₁、c₂ 位置时,重建结果的误差水平相对较高,而 Tikhonov 正则化的波动相对较小,特别是在电极阵列不完备的半圆形区域图 4(b)的几个位置中。

12



图 4 相对数量指数仿真结果

3)分辨率(R)。

分辨率用于评估重建图像的集中程度,当有限 单元的值超过成像范围内最大值的一半,该点即被 定义为半幅值集。而分辨率定义为半幅值集之和与 成像范围内所有值之和的比值再开方,即

$$R = \sqrt{A_{\rm HA}/A_0} \,. \tag{12}$$

从以上定义可以看出,分辨率值较小代表成像 区域会更清晰,重建图像整体而言会更加清晰。

图 5 表明,在水平剖面的分辨率值相对较小也 比较稳定,而 Tikhonov 正则化在中心区域比其他两 种大,在边缘处较小,由于 Tikhonov 正则化加入了 阻尼特征向量,物体在中心处的分辨率相对较差。 从图 5(b)可以看出,对于垂直剖面的不完备电极阵 列,分辨率的值相对较大,由于电极放置而导致的重 构失真增强。





4)位置误差(P)。

异物在成像区域内的位置被定义为

$$P = \sum_{m} \sigma_{m} \cdot p_{m} / \sum_{m} \sigma_{m}, \qquad (13)$$

式中: p_m 为异物有限元单元的位置(x_m , y_m); σ_m 为 异物电导率值。

较小的位置误差,表明重建图像的异物位置更 接近于目标实际位置的中心。

从图 6(a)可以看出其近似一条直线,其位置误 差在水平剖面的完备电极阵列中不明显,错误率不 应该是完整的圆,在所有地区。对于在垂直剖面的 位置误差用相对量表示如图 6(b),可以看出使用 Tikhonov 正则化方法,在不同位置的误差均有所改 善。位置误差在图像重建中十分关键,误差较大会 造成重建不稳定,同时为后续的三维插值重构引入 很大的物体形变。



图 6 位置误差仿真结果

通过上述评估手段及分析,可以得出选择合理 的正规化参数,Tikhonov 正则化方法对异物在大多 数位置都呈现出更好评估结果,能够获得相对稳定 可靠的电阻抗重建效果。

3 实验结果

3.1 实验平台

在仿真分析的基础上,将算法应用到通过实验 获得的数据组。如图 7(a),实验模型外壳为聚碳酸 酯,形成一个开口向上的半径10 cm的半球,顶部有 高度为 2 cm 的挡水。实验是由 65 个电极传感器阵 列组成,采用单通道数据采集系统,电极放置如2.1 所示,电极材料为 Ag/AgCl,由于机械加工误差,直 径为3.5~3.8 mm不等。



物理实验

(a)物理实验模型

图 7

外壳里装入电导率为 0.1 S/m 的琼脂作为背景 物质,而在第2层和第3层水平电极阵列中央放置 一个球形胡萝卜,直径约4 cm,电导率 0.2 S/m(激 励 100 kHz)。在放入目标之前,笔者使用量筒测得 其体积约为 60 mL,如图 7(b)所示。电极被插入到 水槽中,其后部被螺帽固定,侧面被粘合,并装水进 行了密封性验证。电极阵列被集中到两组,屏蔽后 接入电路板插座。由于在不同频率下胡萝卜的电导 率特性不一,在此笔者取激励的频率为100 kHz,电 流为5 mA 以获得较高的分辨率^[14]。

3.2 实验结果

从图 8 的结果可以看出,重建图像中电导率变 化产生的扰动范围比实际物体所在位置更大,且形 状不很规则,虽然在平面上的重建目标有轻微的形 变,但电导率的变化还是能轻易地从周围的噪声中 区分开。在图中的 Layer4,存在一个伪像,在实验 中物体实际上没有存在于该层,而只是穿过了 Layer2和 Layer3, 而伪像大致出现在异物在该平面 的投影位置,这可能是由于激励电流在模型顶部产 生的边缘效应。

对于垂直剖面,从其电极阵列的分布可以看 出,电极与水平面间存在一个夹角,且在靠近模 型圆顶的位置该角度较大,该角度的存在会引入 在水平剖面重建的误差,也成为以上水平剖面重 建产生伪像的另一原因。而从垂直剖面重构图 像可以看出物体被拉长成一个椭圆状,而实际异 物是圆形。对于 Tikhonov 正则化算法二维图像 重构与模拟结果基本符合,基于重建位于域内的 单目标成像,能够得到较高的分辨率,位置误差 在可接受的范围内^[15]。

14



图 8 剖面图像重建

45-48

4 结 论

笔者提出了一种基于交叉平面数据进行三维电 阻抗重构的方法,并通过仿真及实验对所提出的算 法进行了验证,为后一阶段利用平面数据插值获得 三维图像提供了有力基础。总体而言,电阻抗成像 是一个非线性和病态的逆问题,这些因素使得图像 重建难以获得可靠的、较高的图像分辨率。通过交 叉平面的方式能够极大地改善成像效果,而重建结 果与实际模型也能基本符合,且该方法计算量小,实 现也相对简单,可适用于物体在空间上的定位及体 积估计问题,为进一步研究提供了基础,并为实际应 用提供了可能的途径。

参考文献:

- [1] HOLDER D S. Electrical impedance tomography: methods, history and applications[M]. UK: Taylor & Francis, 2010.
- [2] 吴焕丽,徐桂芝,张帅,等. 基于圆柱模型的三维电阻抗 成像问题研究[J]. 山东大学学报:理学版,2009, 44(5):45-48.

WU Huanli, XU Guizhi, ZHANG Shuai, et al. Research of the three-dimensional electrical impedance tomography based on the cylinder model[J]. Journal of Shandong University: Natural Science, 2009, 44 (5): [3] 刘国强. 医学电磁成像 [M]. 北京:科学出版 社, 2006.

- [4]陈民铀,张晓菊,罗辞勇,等.开放式电阻抗成像建模及 其仿真[J].重庆大学学报,2009,32(7):731-735.
 CHEN Minyou, ZHANG Xiaoju, LUO Ciyong, et al. Modeling and simulation based on open electrical impedance tomography [J]. Journal of Chongqing University, 2009, 32(7):731-735.
- [5] SADLEIR R J, ZHANG S U, TUCKER A S, et al. Imaging and quantification of anomaly volume using an eight-electrode 'hemiarray' EIT reconstruction method[J]. Physiological Measurement, 2008, 29 (8): 913-927.
- [6] STEPHENSON D R, MANN R, YORK T A. The sensitivity of reconstructed images and process engineering metrics to key choices in practical electrical impedance tomography [J]. Measurement Science and Technology, 2008, 19(9): 13-40.
- [7] CHENEY M, ISAACSON D, NEWELL J C, et al. NOSER: an algorithm for solving the inverse conductivity problem [J]. International Journal of Imaging Systems and Technology, 1990, 2(2):66-75.

20

XIN Limin, YANG Yun. Approach of constructional engineering bidding forecasting based on neural networks [J]. Journal of Anhui University of Technology and Science: Natural Science, 2008, 23(4):44-47.

- [7] LIN Y H, LEE P C, CHANG T P. Practical expert diagnosis model based on the grey relational analysis technique [J]. Expert Systems with Applications, 2009, 36(2):1523-1528.
- [8] LIN Y H, LEE P C, CHANG T P, et al. Practical expert diagnosis model based on the grey relational analysis technique [J]. Expert Systems with Applications, 2011, 36(6):7302-7306.
- [9]黄新波,罗兵,王勇,等.用灰关联法分析气象因素对 MOA 在线监测的影响[J].高电压技术,2010,36(6): 1468-1474.
 HUANG Xinbo, LUO Bing, WANG Yong, et al.

Influence of climatic factors on on-line monitoring of MOA using grey relational analysis [J]. High Voltage Engineering, 2010, 36(6):1468- 1474.

[10] 黄捍东,赵迪,张如伟,等. 基于灰关联和遗传算法的地 震属性优化方法[J]. 石油地球物理勘探,2010,45(3): 381-383.

HUANG Handong, ZHAO Di, ZHANG Ruwei, et al. Seismic attribute optimization method based on grey relational analysis and genetic algorithm [J]. Oil Geophysical Prospecting, 2010, 45 (3) :381-383.

[11] DING S F, XU L, SU C Y, et al. An optimizing method of RBF neural network based on genetic algorithm [J]. Neural Computing and Applications, 2012,21(2):333-336.

- [12] MANIK P D, VIVEK S S. Predicting effective viscosity of magnetite ore slurries by using artificial neural network [J]. Powder Technology, 2012, 219: 264-270.
- [13] 周建华,胡敏强.自构形神经网络在变压器故障诊断中的应用[J].电工技术学报,2004,19(9):77-81.
 ZHOU Jianhua, HU Minqiang. Application of autostructural neural network in diagnosing transformer faults [J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2004, 19(9):77-81.
- [14] PENG Y, ZHOU H C. Fuzzy optimization neural network model based on LM algorithm [J]. Journal of Harbin Institute of Technology, 2010, 17(3):431-436.
- [15] 王建梅,覃文忠. 基于 L-M 算法的 BP 神经网络分类器[J]. 武汉大学学报,2005,30(10):237-240.
 WANG Jianmei, QIN Wenzhong. BP neural network classifier based on Levenberg-Marquardt algorithm [J]. Journal of Wuhan University, 2005,30(10):237-240.
- [16] 李永明,王玉斌,王颖,等.数据挖掘和神经网络技术的电力工程造价应用[J].重庆大学学录报:自然科学版,2008,31(6):663-666.
 LI Yongming, WANG Yubin, WANG Ying, et al. Application of project cost forecasting with data mining and neural network technologies for power engineering [J]. Journal of Chongqing University: Natural Science Edition, 2008, 31(6):663-666.
- [17] 哈姆,科斯塔尼克.神经计算原理[M].叶世伟,王海娟, 译.北京:机械工业出版社,2007.

(编辑 张 苹)

(上接第14页)

- [8] LECHLEITER A, RIEDER A. Newton regularizations for impedance tomography: a numerical study [J]. Inverse Problems,2006,22(6):1967-1987.
- [9] GORODNITSKY I F, RAO B D. Sparse signal reconstruction from limited data using FOCUSS: A reweighted minimum norm algorithm [J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 1997, 45 (3): 600-616.
- [10] CLAY M T, FERREE T C. Weighted regularization in electrical impedance tomography with applications to acute cerebral stroke[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2002, 21(6):629-637.
- [11] HANSEN P C, OLEARY D P. The use of the l-curve in the regularization of discrete III-posed problems[J]. SIAM Journal on Scientific Computing, 1993, 14(6):

1487-1503.

- [12] 徐振杰. 测量中不适定问题的正则化解法[M]. 北京: 科学出版社,2006.
- [13] GRIEVE B D, MURPHY S, THOMPSON A B, et al. An accessible electrical impedance tomograph for 3D imaging [J]. Transactions of the Institute of Measurement and Control, 2010, 32(1):31-50.
- [14] NAHVI M, HOYLE B S. Wideband electrical impedance tomography[J]. Measurement Science and Technology,2008,19(9):11-40.
- [15] GRAHAM B M, ADLER A. Electrode placement con? gurations for 3D EIT[J]. Physiological Measurement, 2007,28(7):29.

(编辑 张 苹)