

doi:10.11835/j.issn.1000-582X.2013.10.008

三维电阻抗成像中混合正则化算法

何 为,李 冰,徐 征,冉 鹏,黄 薏宸

(重庆大学 a. 电气工程学院;b. 输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室,重庆 400044)

摘 要:为解决三维电阻抗成像(electrical impedance tomography,EIT)逆问题的病态性和改善重建图像质量,在对比研究 Tikhonov 正则化和一步牛顿法(Newton's one-step error reconstructor,NOSER)的基础上,提出基于这 2 种算法的混合正则化算法。采用归一化均方距离判据和归一化平均绝对距离判据,为判断重构图像和原始图像的差异提供一种量化的客观标准。仿真计算和物理模型实验结果表明:混合正则化算法与 Tikhonov 正则化、NOSER 正则化相比,不仅降低了雅可比矩阵的条件数,使逆问题由病态转为良态,还提高了目标物体的空间分辨率,有效改善了图像质量。该混合正则化算法对三维 EIT 的图像重构是有效的、可靠的。

关键词:电阻抗成像;三维电阻抗成像;逆问题;正则化

中图分类号:TM152

文献标志码:A

文章编号:1000-582X(2013)10-048-06

A combined regularization algorithm for three-dimensional electrical impedance tomography system

HE Wei, LI Bing, XU Zheng, RAN Peng, HUANG Yichen

(a. College of Electrical Engineering; b. State Key Laboratory of Power Transmission Equipment &

System Security and New Technology, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

Abstract: By studying the reconstructed algorithms of Tikhonov regularization and the Newton's one-step error reconstructor (NOSER), a combined regularization algorithm is proposed. Two evaluation parameters of reconstructed algorithms, i. e. normalization mean square distance criterion (NMSD) and normalized mean absolute distance criterion (NMAD) are used to evaluate the result's precision of inverse problem quantificationally. The comparison among Tikhonov regularization, NOSER and the combined regularization shows that the ill-condition and error of inverse problem are reduced. This new algorithm can decrease the condition number by 97%, NMSD by 51% and NMAD by 41% at least. Simulate results show that the combined regularization algorithm can reconstruct the target image in the depth from 10 mm to 40 mm. The performance of this system and the combined regularization algorithm demonstrate significantly better spatial resolution and less reconstructed error.

Key words: electrical impedance tomography; three-dimensional electrical impedance tomography; inverse problems; regularization

收稿日期:2013-06-12

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50877082,51107150);中央高校基础科研业务经费(CDJZR10150021)

作者简介:何为(1957-),男,重庆大学教授,博士生导师,主要从事电磁场理论、生物电磁场、新型成像原理及数字化医疗仪器的研究,(E-mail)hewei@cqu.edu.cn。

电阻抗成像技术 (electrical impedance tomography, EIT) 是近二十几年新兴的一种功能性医学成像技术。在人体皮肤表面放置电极,通过电极注入安全范围电激励,检测皮肤表面的电响应重构出人体内部电导率分布情况,与现今成熟的医学成像技术 X 射线计算机断层扫描 (X-CT)、超声 (Ultrasound)、核磁共振 (MRI) 等相比, EIT 具有无创、廉价以及功能性成像等优势。但由于信息量有限、成像算法呈严重病态性等特点,使得 EIT 的分辨率受到限制^[1-2]。

近几年 EIT 的研究通过增加电极的数量,获取更多的边界信息的方式,使二维成像转向三维成像,主要有:以色列 T-SCANTM 公司的 TS 2000 电阻抗扫描仪^[3]、俄罗斯的 MEIK[®] 电阻抗乳腺诊断仪^[4]、美国 RPI 的 ACT-4^[5-6]。由于 EIT 图像重建问题是一个非线性病态逆问题,其解存在严重的不适定性,至今没有一个令人满意的三维 EIT 图像重构以及显示算法。逆问题通常的解法是正则化方法,减小 Jacobi 矩阵的条件数,使解适定。而在三维问题中,由于计算场域的增加,将加剧病态性和计算复杂度^[7]。

为解决三维 EIT 的图像重建问题,文中分析了 Tikhonov 正则化和一步牛顿法。这 2 种算法都能改变逆问题的性态,使之良态,在二维 EIT 中有比较好的效果,但在重构图像空间分辨率、消除伪迹、精度等方面存在不足^[8]。将这 2 种算法组合的混合正则化算法,可进一步降低条件数,使重建过程趋于稳定,提高目标空间分辨率、成像深度。通过比较 3 种逆问题算法成像结果发现,混合正则化算法能提高图像质量,并且采用量化的重构质量评价判据,该算法的最大误差和平均误差更低。文中也给出目标在不同深度、不同位置的仿真结果,以香蕉和琼脂模型模拟生物体的物理实验结果,重构图像说明混合正则化算法可为三维 EIT 图像重建提供一种有效的方法。

1 三维 EIT 模型及混合算法

1.1 三维 EIT 模型及硬件系统

EIT 的激励方式分为电流激励和电压激励,辅助电极分为手电极和背电极,经过仿真研究,证明背电极电流激励模式的区分度高,即对被测场域内的电导率变化更加敏感^[9]。研究采用这种方式,电极系统由 8×8 电极阵列和一个背电极组成。图 1(a)为测量系统及电极阵列的照片,电极直径 4 mm,间距 8 mm。图 1(b)为圆柱形三维 EIT 物理模型,圆柱上表面放置电极阵列,下表面放置背电极。电流由 64 个电极

依次注入,背电极流出,测量另外 63 个电极对背电极的电压。一次测量可以得到 $64 \times 63 = 4\,032$ 次独立测量的数据,极大地增加了测量数据量。

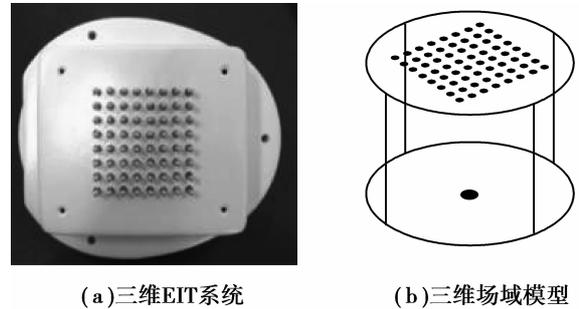


图 1 EIT 系统组成及三维 EIT 模型

1.2 混合正则化算法

EIT 正问题是已知场域内部电导率分布,计算边界电压;逆问题则是通过测量到的边界电压重构出测量场域的内部电导率分布,并显示重建图像。国内外学者已提出反投影法、正则化算法、D-Bar 法和一步牛顿法等算法,但由于逆问题的病态性,至今还没有一个能精确计算逆问题的算法^[10]。研究采用正则化思想来求解逆问题。假设均匀分布的场域中电导率为 x_p ,施加电流激励后的边界电压为 V_p 。如果测量场域内电导率发生微小扰动,变化为 δx ,使此时场域内的电导率 $x \neq x_p$,并且边界电压 $V \neq V_p$ 。可以得到

$$\mathbf{J}\delta x = \delta V \Leftrightarrow \mathbf{J}(x_p - x) = V_p - V, \quad (1)$$

式中 \mathbf{J} 为雅克比矩阵。式(1)中只有电压 V 是测量得到的,均匀场域的边界电压 V_p 可以通过正问题计算得到

$$\mathbf{J}(x_p - x) = F(x_p) - V, \quad (2)$$

式中 $F(x_p)$ 表示场域中电导率为 x_p 时的正问题仿真计算。式中只有扰动后的电导率分布 x 未知,一般采用最小二乘法求解,即

$$\min_{x_p - x} \|\mathbf{J}(x_p - x) - [F(x_p) - V]\|_2. \quad (3)$$

在这个线性最小二乘问题中,雅克比矩阵 \mathbf{J} 是个病态矩阵。可以通过正则化使雅克比矩阵 \mathbf{J} 变为良态矩阵,然后求解变化后的方程。最常用的正则化方法是 Tikhonov 正则化,该算法在目标函数中加入一个罚函数来实现对解的阻尼作用,达到使解稳定的目的,同时在一定程度上保证了解的空间分辨率。其一般形式为

$$\min \{ \|\mathbf{J}(x_p - x) - [F(x_p) - V]\|_2^2 + \lambda \|\mathbf{L}(x_p - x)\|_2^2 \}, \quad (4)$$

式中: λ 是 Tikhonov 正则化参数; \mathbf{L} 是正则化矩阵。

文中 λ 取 10^{-8} , \mathbf{L} 选取为单位阵 \mathbf{I} 。联立公式(2)~(4),得到 EIT 逆问题的 Tikhonov 正则化求解公式为

$$\delta x = x_p - x = (\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda \mathbf{I})^{-1} \mathbf{J}^T \times [F(x_p) - V]. \quad (5)$$

Tikhonov 正则化可以抑制 EIT 逆问题的解的震荡,使解稳定。虽然通过增加罚函数降低了雅克比矩阵的条件数,但是条件数仍然很大,并且通过仿真结果可知 Tikhonov 正则化在平滑重构图像的同时,降低了高阶信息的分辨率,成像结果存在伪迹,丧失了医学图像应有的对比度和锐度^[11-12]。因此,有必要对 Tikhonov 正则化进行改造,以降低逆问题病态性,提高算法的分辨率。

一步牛顿法(NOSER)采用正则化的思想, $\mathbf{J}^T \mathbf{J}$ 的主对角元素(即 $\text{diag}(\mathbf{J}^T \mathbf{J})$)作为罚函数为

$$\delta x = (\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \varepsilon \times \text{diag}(\mathbf{J}^T \mathbf{J}))^{-1} \mathbf{J}^T \times [F(x_p) - V], \quad (6)$$

式中 ε 是 NOSER 正则化参数,一般取值范围是 $0 \sim 1$ 。NOSER 算法在二维 EIT 中,成像效果较好,应用到平板电极结构的三维 EIT 时,可在小噪声干扰情况下正确重构出目标的大小、位置,随着噪声增加,图像质量下降。

由以上分析可知,如果将 NOSER 罚函数项添加到 Tikhonov 正则化中,可使得条件数进一步降低,减少图像伪迹,突出成像目标并增强抗噪声能力。混合正则化表达式为

$$\delta x = (\mathbf{J}^T \mathbf{J} + \lambda \mathbf{I} + \varepsilon \times \text{diag}(\mathbf{J}^T \mathbf{J}))^{-1} \mathbf{J}^T \times [F(x_p) - V]. \quad (7)$$

1.3 重构质量评价参数

对于不同的逆问题算法,通常的评估方式是直观的比较重构的图像,而不是定量地评估重构误差^[13]。研究借鉴 CT 中对医学图像的评价方法,提出归一化均方距离判据和归一化平均绝对距离判据,为判断重构图像和原始图像的差异、计算重构误差提供一种客观标准^[14]。

1.3.1 归一化均方距离判据(normalization mean square distance criterion, NMSD)

归一化均方距离判据的表达式为

$$\text{NMSD} = \left[\frac{\sum_{i=1}^N (\sigma_{\text{true}-i} - \sigma_{\text{rec}-i})^2}{\sum_{i=1}^N (\sigma_{\text{true}-i} - \bar{\sigma})^2} \right]^{1/2}, \quad (8)$$

式中 $\sigma_{\text{true}-i}$ 和 $\sigma_{\text{rec}-i}$ 是仿真模型图像和重构图像每个剖分单元的电导率, $\bar{\sigma}$ 是仿真设定模型所有单元的平均电导率。当 $\text{NMSD}=0$ 时,表示重构图像忠实再现设定的模型;NMSD 的数值越大,表示两者差异越大,即重构误差越大。

1.3.2 归一化平均绝对距离判据(normalized mean absolute distance criterion, NMAD)

归一化平均绝对距离判据表达式为

$$\text{NMAD} = \frac{\sum_{i=1}^N |\sigma_{\text{true}-i} - \sigma_{\text{rec}-i}|}{\sum_{i=1}^N |\sigma_{\text{true}-i}|}. \quad (9)$$

$\text{NMAD}=0$ 同样表示重构图像无误差。NMAD 的数值越大,重构图像和设定的仿真模型图像偏差越大。

上述 2 个判据对不同类型的图像误差,其敏感程度是不同的。表面看来,NMSD 和 NMAD 2 个参数意义相仿,且都有平均意义。仔细考察可知,NMSD 较敏感地反映某几点产生较大误差的情况,而 NMAD 则较敏感地反映许多点均有一些小误差的情况。

2 仿真及物理实验结果

2.1 不同正则化算法比较

为对比 Tikhonov 正则化和 NOSER 算法的重构结果,并说明混合正则化算法的优点,建立三维 EIT 系统的电磁场模型,如图 2(a)所示。圆柱高 60 mm,半径 55 mm,剖分为 1 921 个节点,9 036 个四面体单元。成像目标是边长为 15 mm 的正方体,通过改变目标的深度比较几种正则化算法对不同深度目标的成像结果。图 2(a)中,目标上表面到圆柱上表面距离为 10 mm。图 2(b)是模型的俯视图,目标放置在圆柱水平正中的位置。圆柱的电导率是 1 S/m,目标的电导率是 5 S/m。

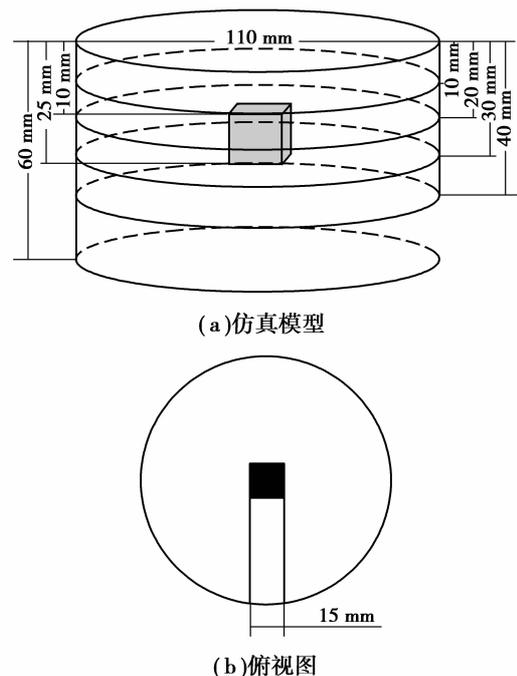


图 2 仿真模型(目标居中)

EIT 逆问题中的雅克比矩阵是病态矩阵,而矩阵如果是长方形矩阵或大型矩阵时,其病态性会加剧。以仿真模型为例,该模型的雅克比矩阵就是 $4\ 032 \times 9\ 036$ 的大型长方形矩阵,条件数达到 10^{16} 。在三维 EIT 研究中,需要通过加密剖分提高成像精度,那样会使矩阵变得巨大,条件数同时增大。表 1 中给出仿真模型雅克比矩阵及正则化后的条件数。从表中可看出,经过 Tikhonov 和 NOSER 正则化后,条件数都能降到 10^{11} 以下,改善了逆问题的性态。而混合正则化则将条件数降至 9.294×10^7 ,优于 Tikhonov 和 NOSER 正则化。

表 1 雅克比矩阵和经过正则化后的条件数

算 法	条件数
雅克比矩阵	1.536×10^{16}
Tikhonov 正则化	1.109×10^{11}
NOSER 正则化	3.854×10^9
混合正则化	9.294×10^7

3 种正则化算法的重构图像如图 3 所示,分别显示深度 1 cm、2 cm、3 cm、4 cm 时的三维场域水平切面图像。分析图像结果,Tikhonov 正则化可以正确定位目标,对比度高,但是重构出的目标体积变大,边界不明显。NOSER 正则化重构图像的目标大小、位置正确,但目标与背景对比度不高,不如 Tikhonov 正则化重构的目标明显,在目标与背景电导率差异不大时,不易重构出目标图像。混合正则化算法能综合以上 2 种算法的优点,在目标图像变化不大的情况下,突出目标与背景的差异,提高重构的空间分辨率。表 2 是 3 种算法的归一化平均绝对距离和归一化均方距离指标,从数值上看,混合正则化的误差至少比单独正则化算法误差降低 50%,提高了重构算法的精度。

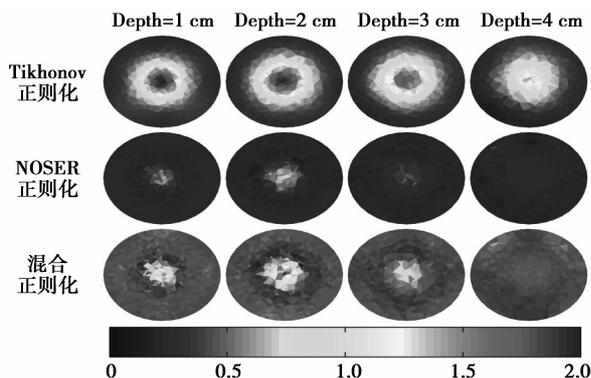


图 3 3 种正则化算法的重构结果

表 2 3 种正则化算法的重构误差

算 法	NMSD	NMAD
Tikhonov 正则化	4.581 5	6.355 4
NOSER 正则化	2.003 2	5.129 5
混合正则化	0.984 6	3.027 3

2.2 仿真结果比较

为研究混合正则化算法对不同位置成像目标的重构效果,移动目标在圆柱模型内的水平及垂直距离。所有的重构图像都是在仿真电压上加 1% 高斯噪声的结果。

2.2.1 目标在电极正下方

图 4 是目标在电极正下方的重构结果。图中目标 1~3 分别表示目标上表面至圆柱上表面距离为 10 mm、20 mm、25 mm。目标在浅层时,目标空间位置、大小正确,图像分辨率高。当深度达到 20 mm,即目标正方体在 20~35 mm 时,也可以成出目标位置,但略微变大,与背景的对比如浅层时明显。

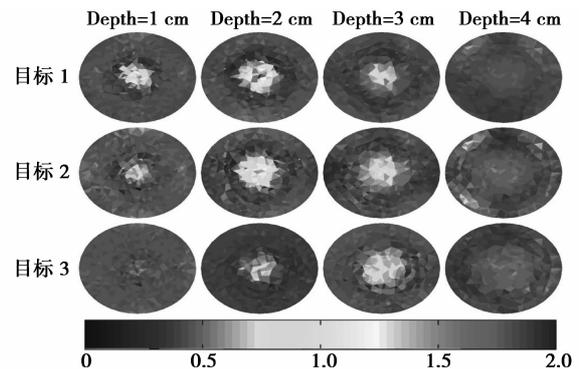
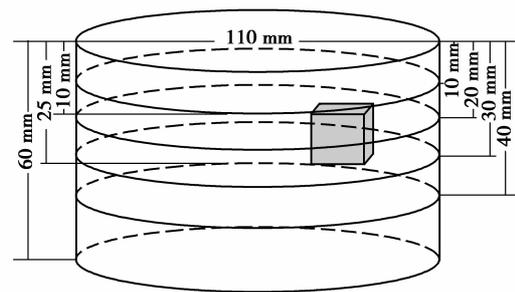


图 4 不同深度的重构结果(目标居中)

2.2.2 目标在电极侧下方

改变目标的水平位置,如图 5 所示,成像目标在水平 x 、 y 方向上距离圆心 20 mm。使得目标不在电极阵列的正下方,由于电极正下方的电流线分布最密,识别度也最高,这样可以研究混合正则化算法对电极阵列侧下方,电流线不密集区域的成像效果。



(a) 仿真模型

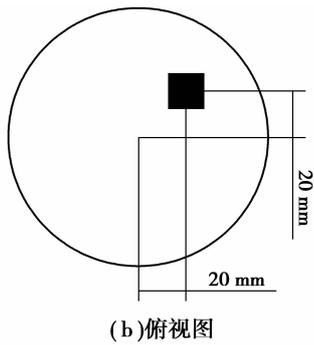


图 5 仿真模型(目标在电极侧下方)

改变目标的深度,目标上表面至圆柱上表面距离分别为 10 mm、20 mm、25 mm,图 6 是重构结果的图像。和目标在在电极正下方结果相同,混合正则化算法能有效的重构出目标的位置及大小。只是当深度增加时,对目标大小重构有误差。如目标深度为 25 mm 时,深度 2 cm 的切面不应有目标图像,说明重构出的深层目标尺寸变大。

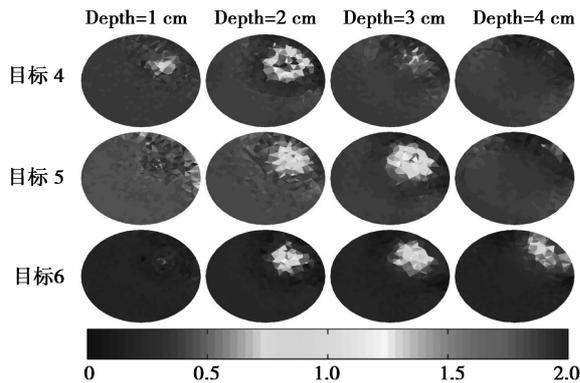


图 6 不同深度的重构结果(目标在电极侧下方)

表 3 量化比较了混合正则化算法对不同位置目标的重构结果。当目标的深度相同时,改变水平位置,重构的误差差异不大。目标深度增加也就是离电极阵列越远时,重构误差会变大。

表 3 目标在不同位置时的重构误差

目标	NMSD	NMAD
1	0.984 6	3.027 3
2	0.986 6	4.303 9
3	1.201 3	5.224 4
4	0.980 8	3.002 5
5	1.010 5	4.491 2
6	1.225 4	5.491 8

综合以上仿真结果,不仅从直观的图像上,而且量化地从重构数据上比较,都证明混合正则化算法可以得到更好的空间分辨率,提高图像重构质量。

2.3 物理实验结果

在仿真研究的基础上,利用三维 EIT 系统开展物理模型实验。实验模型如图 7 所示,塑料盒长宽高分别为 27 cm、20 cm 和 18 cm。首先在盒底部正中位置放置背电极,然后倒入加热的液态琼脂,待琼脂凝固后将一块 15 mm × 9 mm × 9 mm 的香蕉块埋在琼脂中,香蕉与背电极处于同一垂直位置。最后再浇入一层琼脂,使得香蕉的深度为 2.5 cm,琼脂模型的总高度为 6 cm。在实验中采用的激励电流为 50 kHz,50 kHz 时琼脂的电导率为 8.8×10^{-2} S/m,香蕉为 1.15×10^{-1} S/m^[15]。实验时,将 EIT 测量探头放置在琼脂模型上,如图 7(b)所示。

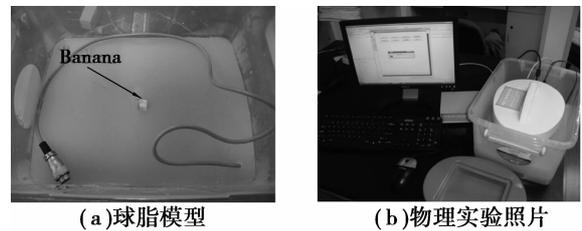


图 7 物理实验模型及照片

因为琼脂是固态模型,目标在琼脂中不易移动,文中采用移动电极阵列位置的方式模拟改变目标水平位置。图 8 给出两种相对位置的示意图,实验一将电极阵列放置在目标正上方,香蕉居于正中;实验二移动电极,香蕉在 10 号电极下方。

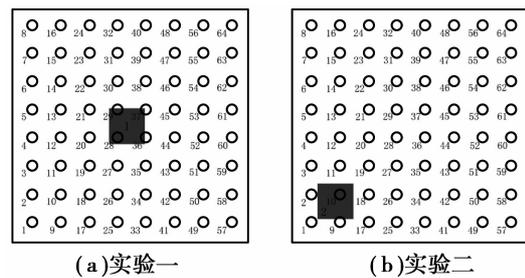


图 8 目标和电极阵列的相对位置(俯视图)

实验结果如图 9 所示。目标距离电极的距离是 2.5 cm,从 2 cm 和 3 cm 切面图可以明显的识别出香蕉目标。改变水平位置后,即使香蕉不在电极正下方,也可以重构出图像。但是图中除香蕉目标外,其余区域颜色不一致,有很多斑点,造成造成图像不够平滑的原因有以下 2 点:1)为模拟人体测量的实际情况采用琼脂实验,电极阵列与琼脂表面的接触电阻大,不像水槽实验电极是浸入水中,可以良好接触,此时对测量系统的测量信噪比提出更高的要求;

2) 琼脂模型的制作需将琼脂粉放入水中加热至粘稠状,然后倒入塑料盒内凝固,在加热、搅拌和凝固时,琼脂可能溶解不均匀,使得琼脂并不是理想的电导率分布均匀的介质。

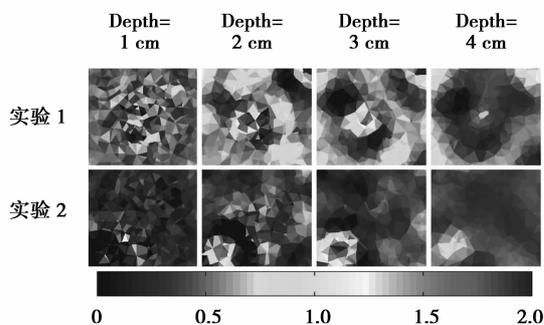


图 9 物理实验重构结果

从实验整体结果可说明三维 EIT 系统和混合正则化算法能够重构出目标的位置、大小和相对电导率,图像有较高的识别度和分辨率。

3 结 论

针对使用平板电极阵列的三维 EIT 系统图像重构算法精度不高、图像分辨率一般这些问题,对比研究 Tikhonov 和 NOSER 正则化算法,为改进算法在改变逆问题性态、消除伪迹、提高分辨率和图像对比度等方面存在的不足,提出综合 Tikhonov 和 NOSER 正则化的混合正则化算法。在评价逆问题重构效果上,提出归一化均方距离判据和归一化平均绝对距离判据,这 2 个判据可以量化的衡量算法的重构误差,为算法对比提供了新的手段。通过仿真实验,混合正则化算法在条件数上至少降低 100 倍,重构误差至少降低 40%。从重构图像上看,目标空间分辨率、对比度都得到提高,改进了图像质量。在仿真基础上,应用三维 EIT 系统开展物理实验,结果表明混合正则化算法可以有效区分香蕉目标和琼脂。但是,物理实验重构的图像不平滑,存在斑点,需要进一步提高测量系统信噪比,优化混合正则化算法,这些问题将在后续工作中研究。

参考文献:

[1] 何传红,何为,黄嵩,等. 开放式电阻抗成像基本原理和仿真实验研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2008, 27(5):669-674.
HE Chuanhong, HE Wei, HUANG Song, et al. Study on open electrical impedance tomography: basic theory, simulation and experiment [J]. Chinese Journal of

Biomedical Engineering, 2008, 27(5):669-674.
[2] ABASCAL J F, ARRIDQE S R, CAYFORD R H, et al. Comparison of methods for optimal choice of the regularization parameter for linear electrical impedance tomography of brain function[J]. *Physiol Meas*, 2008, 29(11):1319-334.
[3] MICHEL A, ORAH L M, DOV M, et al. The T-SCAN™ technology: electrical impedance as a diagnostic tool for breast cancer detection [J]. *Physiological Measurement*, 2001, 22(1):1-8.
[4] VLADIMIR A C, ALEXANDER Y K, VLADIMIR N K, et al. Three-dimensional EIT imagine of breast tissues; system design and clinical testing [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2002, 21 (6): 662-667.
[5] KAO T J, BOVERMAN G, KIM B S, et al. Regional admittivity spectra with tomosynthesis images for breast cancer detection: preliminary patient study [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2008, 27(12): 1762-1768.
[6] BOVERMAN G, KAO T J, ISAACSON D, et al. An implementation of calderon's method for 3D limited-view EIT [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2009, 28(7):1073-1082.
[7] 高鹤明,许传龙,王式民. 优化 Tikhonov 迭代法在电容层析成像中的应用[J]. 东南大学学报:自然科学版, 2010, 40(3):527-532.
GAO Heming, XU Chuanlong, WANG Shimin. Application of optimized Tikhonov iterative algorithm for electrical capacitance tomography [J]. *Journal of Southeast University: Natural Science Edition*, 2010, 40(3):527-532.
[8] GRAHAM B M, ADLER A. Electrode placement configurations for 3D EIT [J]. *Physiological Measurement*, 2007, 28(7):29-44.
[9] 李冰,何为,何传红,等. 三维电阻抗成像系统激励模式仿真分析[J]. 重庆大学学报:自然科学版, 2012, 35(2):78-86.
LI Bing, HE Wei, HE Chuanhong, et al. Simulation analysis on stimulation patterns of three-dimension electrical impedance tomography [J]. *Journal of Chongqing University*, 2012, 35(2):78-86.
[10] STEPHENSON D R, MANN R, TORK 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):1-15.

- Society, 2009, 24(1):153-157.
- [11] 强浩,黄学良,谭林林,等. 基于动态调谐实现感应耦合无线电能传输系统的最大功率传输[J]. 中国科学:技术科学, 2012, 42(7):830-837.
 QIANG Hao, HUANG Xueliang, TAN Linlin, et al. Achieving maximum power transfer of inductively coupled wireless power transfer system based on dynamic tuning control[J]. Sci China Tech Sci, 2012, 42(7):800-837.
- [12] 周雯琪,马浩,何湘宁. 感应耦合电能传输系统不同补偿拓扑的研究[J]. 电工技术学报, 2009, 24(1):133-139.
 ZHOU Wenqi, MA Hao, HE Xiangning. Investigation on Different Compensation Topologies in Inductively Coupled Power Transfer System[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2009, 24(1):133-139.
- [13] 赵祖伟,赵彩霞,李贵强. 一种并联谐振型 ICPT 电路频率稳定性控制方法[J]. 微计算机信息, 2009, 25(5-2):286-288.
 ZHAO Zuwei, ZHAO Caixia, LI Guiqiang. A way of frequency stability control for the parallel resonant in ICPT system[J]. Microcomputer Information, 2009, 25(5-2):286-288.
- [14] 周雯琪,马浩,何湘宁. 基于动态方程的电流源感应耦合电能传输电路的频率分析[J]. 中国电机工程学报, 2008, 28(3):119-124.
 ZHOU Wenqi, MA Hao, HE Xiangning. Frequency analysis of a current source inductively coupled power transfer system based on dynamic circuit equations[J]. Proceedings of the CSEE, 2008, 28(3):119-124.
- [15] 杨民生,王耀南. 感应耦合电能传输系统动态解谐传输功率控制[J]. 电机与控制学报, 2012, 16(1):72-78.
 YANG Minsheng, WANG Yaonan. Transferred power regulating method with a dynamically detuning inductor for ICPT pickups[J]. Electric Machines and Control, 2012, 16(1):72-78.
- [16] 邱峻. 基于遗传算法的特种齿轮传动系统优化设计[J]. 四川兵工学报, 2012, (2):68-70.
 QIU Jun. Optimization design for special king of gear transmission system based on genetic algorithm[J]. Journal of Sichuan Ordnance, 2012(2):68-70.

(编辑 侯湘)

(上接第 53 页)

- [11] 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 Yuyan, WANG Xu, Lü Yi, et al. An image reconstruction algorithm based on Tikhonov and variation regularization for magnetic induction tomography[J]. Journal of Northeastern University: Natural Science Edition, 2011, 32(4):460-463.
- [12] 黄嵩,张占龙,姚俊,等. 基于混合正则化算法的颅内异物电阻抗成像仿真研究[J]. 中国生物工程学报, 2007, 26(5):695-699.
 HUANG Song, ZHANG Zhanlong, YAO Jun, et al. Electrical impedance tomography of intracranial foreign body based on mixed regularization algorithm [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2007, 26(5):695-699.
- [13] WANG H B, XU G Z, ZHANG S A, et al. Implementation of generalized back projection algorithm in 3-D EIT[J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2011, 47(5):1466-1469.
- [14] 庄天戈. CT 原理与算法 [M]. 上海:上海交通大学出版社, 1992.
- [15] SEO J K, LEE J, KIM S W, et al. Frequency-difference electrical impedance tomography (fdEIT): algorithm development and feasibility study [J]. Physiological Measurement, 2008, 29(8):929-944.

(编辑 詹燕平)