

文章编号:1000-582X(2012)02-078-09

三维电阻抗成像系统激励模式仿真分析

李冰¹, 何为¹, 何传红², 徐征¹, 张占龙¹

(1. 重庆大学输配电装备及系统安全与新技术国家重点实验室, 重庆 400044;

2. 重庆师范大学物理与电子工程学院, 重庆 400047)

摘要:为克服电阻抗成像(electrical impedance tomography, EIT)信息量少,正、逆问题计算时由于实际三维场近似到二维时引入误差等弊端,在开放式 EIT 基础上改进一维电极阵列为二维电极阵列,拓展求解域到整个三维场,以增加信息量,消除模型误差。针对目前 EIT 的几种激励模式,运用有限元法求解不同模式下的正问题,以区分度和表面投影成像的方法评估各种激励模式对三维场域内扰动的敏感度。结果表明背电极方式在探测深度、精度上具有明显优势,临床应用简便,可为下一步三维 EIT 的研究提供参考。

关键词:电阻抗成像;三维电阻抗成像;有限元法;激励模式;区分度

中图分类号:TM152

文献标志码:A

Simulation analysis on stimulation patterns of three-dimension electrical impedance tomography

LI Bing¹, HE Wei¹, HE Chuan-hong², XU Zheng¹, ZHANG Zhan-long¹

(1. State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China;

2. College of Physics and Electronic Engineering, Chongqing Normal University, Chongqing 400047, P. R. China)

Abstract: To solve the lack of information and the error in forward and inverse problem caused by the approximation of actual three-dimensional field from two-dimensional field in electrical impedance tomography (EIT), this article presents a new EIT system. This system improves one-dimensional electrode array to two-dimensional array, and extends the solution domain to the entire three-dimensional field in order to increase the information quantity and eliminate the model error. Based on several current stimulation patterns in EIT which might yield the best sensitiveness for 3-D field, we calculate the forward problem by finite element method and the distinguishability and surface projection image method. The results show that the back electrode pattern has obvious advantages in detecting depth and precision, and has convenience in clinical application. The conclusion of this article can provide reference for the study of 3-D EIT.

收稿日期:2011-04-05

基金项目:国家自然科学基金资助项目(50877082);高等学校博士学科点专项科研基金资助项目(20070611035);重庆市自然科学基金资助项目(CSTC2009BB5204);科技部科技人员服务企业行动资助项目(2009GJF10025);重庆大学“211”三期创新人才培养计划建设资助项目(S-09111)

作者简介:李冰(1984-),男,重庆大学博士研究生,主要从事电磁场理论、数字化医疗仪器研究,(E-mail)libing213@163.com。

何为(联系人),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、新型成像原理及其数字化医疗仪器的研究,(Tel)023-65105242;(E-mail)hewei@cqu.edu.cn。

Key words: electrical impedance tomography; three-dimensional EIT; finite element method; stimulation pattern; distinguishability

电阻抗成像(Electrical impedance tomography, EIT)是一种新颖的医学功能成像技术,通过向研究对象施加电激励(电压或电流)并测量其表面的电响应来重构其内部的电导率分布^[1]。EIT 在临床医学领域具有良好的应用前景,许多疾病(如:乳腺疾病、消化道疾病、肺部疾病等)的诊断都可以从人体内相应组织器官的电特性分布获取有价值的信息。与超声(Ultrasound)、核磁共振(MRI)、 x 射线计算机断层扫描(x -CT)等成像技术相比,EIT 具有设备简单、成本低廉、功能性成像、无创、无辐射损伤等鲜明的特点^[2]。国内外的主要 EIT 研究成果都是在假设 EIT 问题是二维的情况下取得的,即二维 EIT。目前,EIT 尚处于实验室研究阶段,仅有少量的临床应用研究。其中用于乳腺疾病检查的系统有:美国仁斯利尔理工学院(RPI)的 ACT4 系统^[3],以色列 T-SCANTM公司的 TS2000 电阻抗扫描仪^[4]、俄罗斯的 MEIK 电阻抗乳腺诊断仪^[5]、英国谢菲尔德大学的 MK3.5 系统^[6]和第四军医大学与上海英迈吉东影图像设备有限公司共同研制的 Angelplan-EIS1000 电阻抗乳腺诊断仪^[7-8]。以上大部分都是二维 EIT,采用不同的激励测量方式,但并未对各种激励方式的优劣进行评估。

EIT 的一个瓶颈是信息量不足。由于 EIT 通过电极施加电激励并测量电响应,所以电极的个数决定了信息量的多少。二维 EIT 的电极个数通常为 8~64,以相邻配置的 16 电极为例^[9],如果舍弃受电极接触阻抗影响的与激励电极相关的测量值,并考虑互易原理,则有效的独立电压测量数仅为 $(16-3) \times 16/2 = 104$,可见信息量有限。另一个制约是:现实的情况本身是三维的,二维只是对三维的简单近似,不可避免地会引入模型误差^[10]。所以,通过增加电极数量以增加信息量,将二维转向三维研究是 EIT 必然的发展方向。笔者是在开放式 EIT^[11]的框架下,针对乳腺疾病检查,将电极扩展为 6×6 的面电极阵列,建立简单的人体模型,从三维场域的正问题角度,针对背电极、手电极两种工作模式,以及电流激励、电压激励两种激励方式,运用前人对区分度的研究方法^[12-13],探讨各种方式对内部目标的识别能力,为三维 EIT 系统的后续研究工作打下一定的基础。

1 三维 EIT 原理及计算模型

1.1 三维 EIT 数学描述

由于生物组织的磁导率很低,其磁场效应可忽略不计,所以在 EIT 计算中,只考虑其电场特性。此电场区域 Ω 内的电位分布函数 φ 与该场域的电导率分布 σ 满足拉普拉斯方程:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \varphi(r)) = 0, r \in \Omega \quad (1)$$

将边界 $\partial\Omega$ 视为两个部分的并集: $\Gamma_E \cup \Gamma$, 其中 Γ_E 为电极的表面边界, $\Gamma_E = \bigcup_{l=1}^L \Gamma_l$, 这里 Γ_l 为第 l 个电极, L 为电极数目。 Γ 为电极之间的间隙。基于全电极模型 (Complete Electrode Model, CEM)^[14], 得到 Dirichlet 和 Neumann 边界条件:

$$V_l = \varphi + z_l \sigma \frac{\partial \varphi(r)}{\partial n}, r \in \Gamma_l, l = 1, 2, \dots, L. \quad (2)$$

$$\int_{\Gamma_l} \sigma \frac{\partial \varphi(r)}{\partial n} dS = I_l, r \in \Gamma_l, l = 1, 2, \dots, L. \quad (3)$$

式中 V_l 表示第 l 个电极表面的电压, z_l 表示第 l 个电极接触阻抗, n 表示场域边界 $\partial\Omega$ 的外法向单位向量, I_l 表示第 l 个电极注入电流。在电极间隙 Γ 处

$$\frac{\partial \varphi(r)}{\partial n} = 0, r \in \Gamma. \quad (4)$$

考虑电荷守恒定律,有

$$\sum_{l=1}^L I_l = 0. \quad (5)$$

为使模型有唯一解,需要选取电位参考点或接地点:

$$\sum_{l=1}^L \varphi_l = 0. \quad (6)$$

全电极模型被认为是目前最合理的模型,其计算精度高于 EIT 测量系统的测量精度。

1.2 三维 EIT 仿真计算模型及激励模式

三维 EIT 仿真模型如图 1 所示,为简化仿真计算复杂度,人体胸部简化为 $15 \text{ cm} \times 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ 的长方体,只考虑生物组织的阻性分量,电导率取 0.4 S/m 。电极系统是 6×6 电极阵列,如图 1(e),放置在长方体上表面正中,另增加一个辅助电极位于背部或手部。电极规格为 $7 \text{ mm} \times 7 \text{ mm}$ 的正方形,间距 2 mm 。背电极模型下表面正中放置 1 个面积为 $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ 的背电极。手电极模型与背电极模型类似,不同之处在于在场域侧面增加一个直径为 40 mm 、高度为 50 mm 的圆柱表示人体手臂,并且将原背电极移至圆柱端面中心作为手电极。电极材料为铜,电导率是 $5.998 \times 10^7 \text{ S/m}$ 。

探测目标为 $15 \text{ mm} \times 15 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$ 的长方体,其电导率为背景电导率的 10 倍,即 4 S/m 。为

使仿真结果有一般性,目标设置分为两种单目标,一种双目标共三种情况:1)单目标 1,探测目标放置在电极阵列中心下方,如图 1(a)、(b)所示;2)单目标 2,探测目标在电极侧面下方,由于仿真模型的对称性,目标放置在 31 号电极下方即可模拟这种情况,如图 1(c);3)双目标,两个间距 40 mm 的相同的目

标分别放置在 13 和 18 号电极下方,左侧目标电导率为 4 S/m,右侧目标电导率为 2 S/m,如图 1(d)。所以,综合电极配置和目标设置共有 6 种仿真模型。为节约篇幅,未给出背电极单目标 1 模型及手电极双目标模型图。

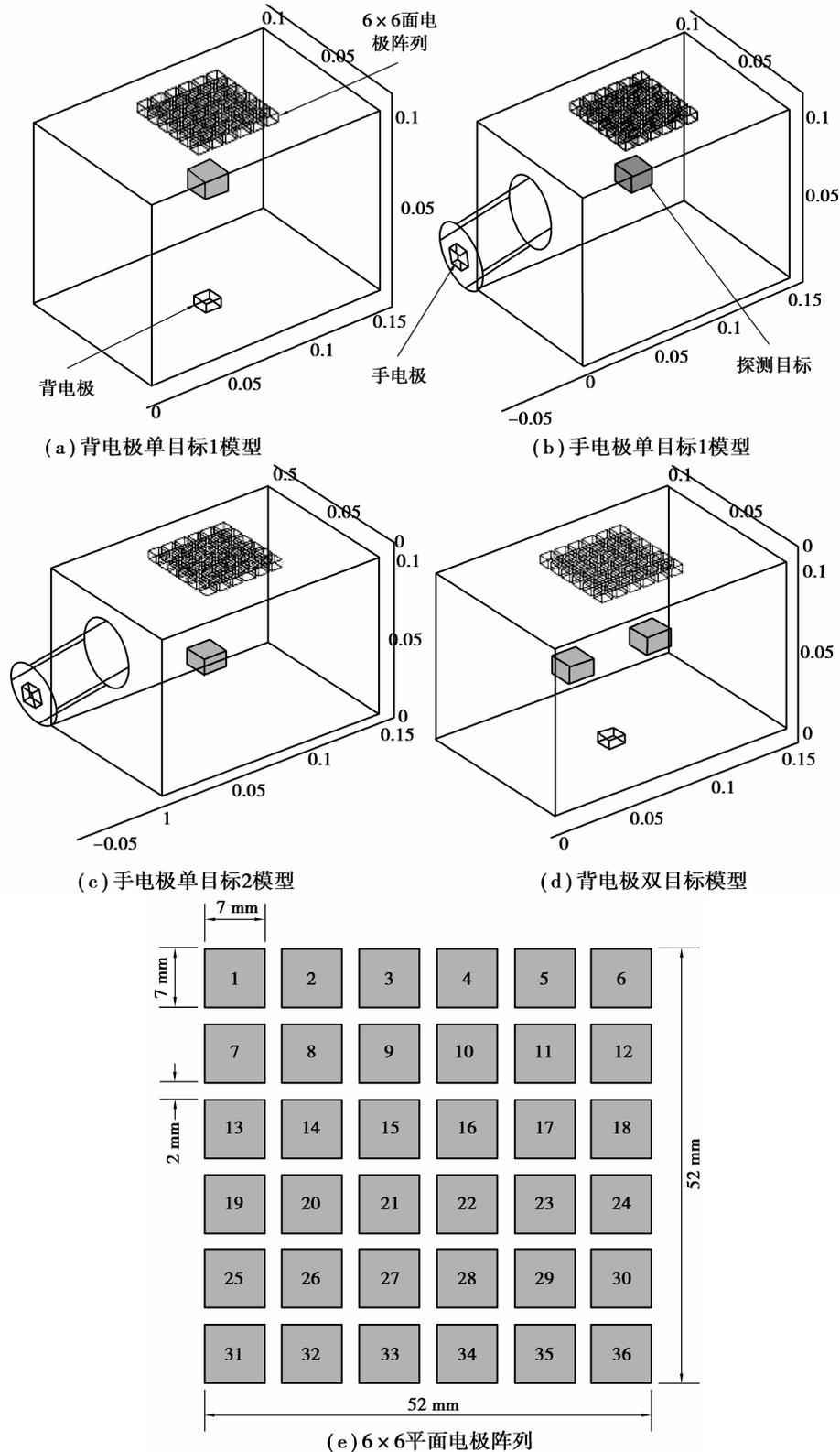


图 1 三维仿真模型及电极阵列

根据国内外的 EIT 系统,可以归纳以下 4 种激励模式:

背电极电流模式(I_{back}):激励电流轮流由电极 1 到 36 注入,背电极流出,测量每次注入时每个电极的电位,如美国的 ACT4 系统。

手电极电流模式(I_{hand}):激励电流轮流由电极 1 到 36 注入,手电极流出,测量每次注入时每个电极的电位,如俄罗斯 MEIK[®]。

背电极电压模式(V_{back}):激励电压轮流加在电极 1 到 36 上,背电极为地,测量每次激励时注入电极的电流。

手电极电压模式(V_{hand}):激励电压轮流加在电极 1 到 36 上,手电极为地,测量每次激励时注入电极的电流,如以色列 T-SCAN 系统。

在仿真中,激励电流为 3 mA,激励电压为 2 V。暂不考虑如自适应激励的多激励模式。

2 三维 EIT 激励模式比较

三维 EIT 的正问题是在式(1)–(6)的基础上,由已知电导率 σ 分布和激励求三维场域内的电位分布 φ 。采用三维有限元方法^[15]求解上述 4 种激励测量模式下的正问题,仿真算例包括均匀场域和 6 种仿真模型下检测目标位于 1~7 cm 等 7 个不同深度时的非均匀场域。然后采用适当的数据分析方法处理仿真结果,评估各种激励模式的探测性能。

2.1 评估方法

为评估探测性能,RPI 的 Isaacson 教授提出区分度(Distinguishability)的概念,作为区分两种不同电导率能力的度量^[12]。根据一组数据的区分度指标可以评估重构的性能,换言之,如果区分度低于或是等于系统噪声水平,则不能为图像重构提供有价值的信息。Isaacson 教授提出 2 种区分度指标:范数区分度(Norm Distinguishability)和功率区分度(Power Distinguishability)。

设场域均匀背景电导率为 σ^0 ,目标电导率为 σ^1 。 $V(\sigma^0, j)$ 定义为在均匀场域下,以电流密度 j 注入时的电极测量电压, $V(\sigma^1, j)$ 定义为场域中有探测目标时的电极测量电压。如果系统测量精度为 ϵ_i ,则当且仅当式(7)成立时

$$\|V(\sigma^0, j) - V(\sigma^1, j)\| > \epsilon_i. \quad (7)$$

我们说在均方值意义上可以区分两种不同电导率。定义范数区分度为

$$\delta_i(\sigma^1, \sigma^0, j) = \frac{\|V(\sigma^0, j) - V(\sigma^1, j)\|}{\|j\|} = \sqrt{\frac{\sum_{l=1}^L |V_l(\sigma^0, j) - V_l(\sigma^1, j)|^2}{\sum_{l=1}^L |I_l|^2}}. \quad (8)$$

其中, I_l 是加载到电极 $l(l=1, 2, 3, \dots, L)$ 上的电流。

由于电流注入模式是分别在 36 个电极上注入,所以使用每个电极上的平均电压($V_{\text{back-avg}}, V_{\text{hand-avg}}$)计算范数区分度。

如果模式 $I^{(1)}$ 的范数区分度高于模式 $I^{(2)}$ 的范数区分度,就意味着当 $\sum_{l=1}^L |I_l^{(1)}|^2 = \sum_{l=1}^L |I_l^{(2)}|^2$ 时, $\sum_{l=1}^L (\delta V_l^{(1)})^2 > \sum_{l=1}^L (\delta V_l^{(2)})^2$,亦模式 $I^{(1)}$ 比模式 $I^{(2)}$ 更容易检测出目标。

范数区分度只适用于电流激励模式的评估,而评估电压激励模式时需要引入功率区分度。功率区分度是用相对功率变化来比较区分度的方法,它既可以评估电流激励模式也可以评估电压激励模式。当由目标引起扰动的功率变化大于系统测量精度 ϵ_P 时,即

$$|P(\sigma^0) - P(\sigma^1)| > \epsilon_P. \quad (9)$$

该目标被认为是可检测的。所以可用相对功率变化定义功率区分度:

$$\delta_P(\sigma^1, \sigma^0) = \frac{|P(\sigma^0) - P(\sigma^1)|}{|P(\sigma^0)|}. \quad (10)$$

式中功率 P 是 $\sum_{l=1}^L IV$ 的实部。如果一种激励模式有较高的功率区分度,则说明在该模式下,测量均匀场域和有目标场域时功率变化更大,因此更容易检测到目标。

需指出的是,范数区分度和功率区分度与施加激励的大小无关,只与激励方式相关。

2.2 仿真结论

2.2.1 范数区分度

此项指标仅针对两种电流激励模式的正问题结果进行计算,如图 2 所示,图中 $I_{\text{back1}} \sim I_{\text{back3}}$ 和 $I_{\text{hand1}} \sim I_{\text{hand3}}$ 依次表示背电极和手电极在单目标 1、单目标 2 及双目标情况的范数区分度。由图 2 可知不同目标时的区分度数值有一定差异,但总体变化趋势一致。显然,背电极电流模式的范数区分度明显优于手电极电流模式。二者随探测目标深度的变化规律有类似之处,但也有一些差别。这两种激励模式下,范数区分度都是随探测目标深度增加先下降,然后上升,但背电极电流模式下上升趋势更为明显,最后接近深度较小时的值。

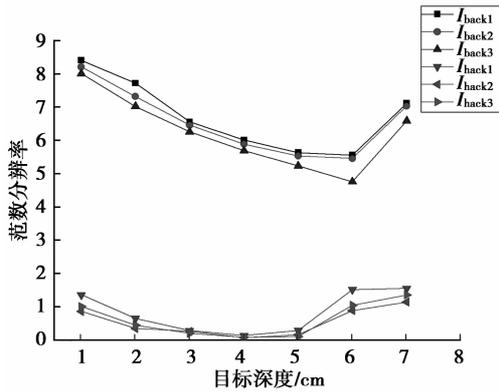


图 2 两种激励模式下范数区分度随探测目标深度的变化

上述两种电流激励模式下范数区分度的差别可以从电流场分布的角度来理解。在背电极电流模式下,激励电流从模型上表面的电极阵列注入,下表面的背电极流出,电流总的方向为从上到下,围绕垂直方向中轴线,即面电极阵列中心到背电极的直线上呈纺锤形分布,而探测目标就在垂直中轴线上,所以目标处的电流密度较大。而手电极电流模式激励电流从上表面的电极阵列注入,从侧面的手电极流出,电流侧向流动,中轴线上的电流密度较小。图 3 描绘了两种激励模式下电流场的不同分布。范数区分度指标是多次注入情况下众多测量值的一个统计量,是激励模式探测能力的总体表征。

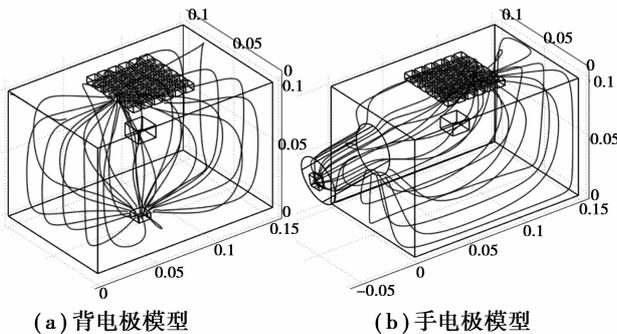


图 3 背电极激励和手电极激励电流场分布

2.2.2 功率区分度

功率区分度对研究的四种激励模式均适用,评估结果如图 4(a)–(c)所示。由于数值差别较大,纵轴采用对数坐标。图中显著的特征在于 4 条曲线两两聚集:背电极电流模式和背电极电压模式接近,手电极电流模式和手电极电压模式接近,而它们之间则差别明显。可见背电极激励方式功率区分度明显优于手电极方式,这与范数区分度的评估结果一致。而同为背电极方式或是手电极方式时,电流激励和电压激励的差别不大。此外,比较三种不同目标时功率区分度,单目标在电极阵列下方正中时数值最

大,双目标时最小。说明电极阵列对正下方的目标探测能力最强。功率区分度随探测目标深度的变化趋势与范数区分度的评估结果也基本一致。

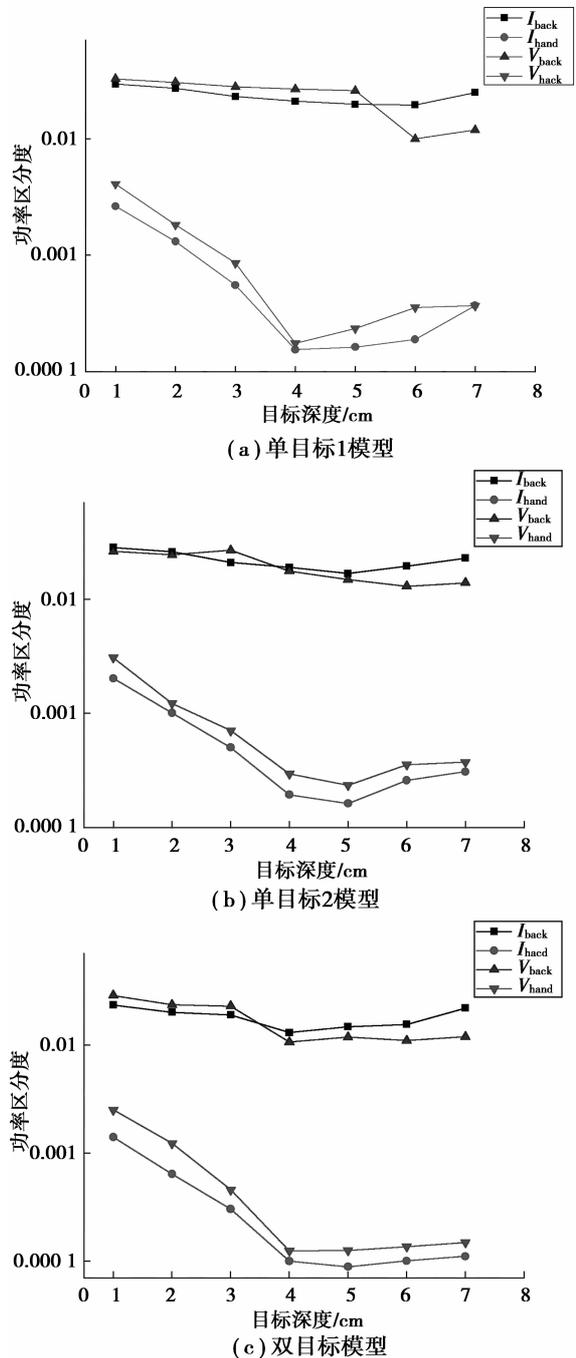


图 4 4 种激励模式下功率区分度随探测目标深度的变化

从以上区分度指标来看,背电极方式优于手电极方式。考虑到临床应用,手电极方式的主要优点是操作简便,公共电极可以直接握在病人手里,而背电极方式则稍显麻烦,需在病人背上贴放一个电极。手电极方式虽然方便,但也存在明显的问题就是由于手汗,手抓电极松紧不同难以保证手电极的良好

接触,这可能导致测量出现较大误差甚至失败。所以俄罗斯的乳腺肿瘤检测系统新一代样机已经放弃手握式公共电极,改用心电电极贴在病人的小臂的方式。背电极方式的操作复杂度不高,临床上虽稍显不便但也能接受,所以今后的研究重点考虑背电极方式。

3 电压差值投影成像

在电阻抗扫描成像(Electrical impedance scanning, EIS)中,常用测量到的边界电压对三维场内部情况在表面的投影直接成像,如以色列的T-SCAN系统。这种方法也可用在激励模式的研究中,由于采用边界电压成像,采用一种简单的方法研究背电极、手电极电流激励测量模式时单目标在电极阵列正下方,背电极电流激励测量模式时双目标情况下的表面电极区域投影成像。具体方式如下:分别计算均匀场域和有探测目标时的边界电压,由式(11)得到每个电极在这两种情况下的直接平均数

$$\bar{V}_i = \frac{\sum_{j=1}^L V_{i,j}}{L}, i, j = 1, 2, 3, \dots, L. \quad (11)$$

式中 $V_{i,j}$ 电极 j 注入时,电极 i 上的电压。然后由式(12)计算每个电极上的电压差 ΔV_i 。最后,以 L 个电压差为基础,在电极平面区域内做插值成像,如图5-7所示。

$$\Delta V_i = \bar{V}_{i, \text{homo}} - \bar{V}_{i, \text{tar}}, i = 1, 2, 3, \dots, L. \quad (12)$$

式中 $\bar{V}_{i, \text{homo}}$, $\bar{V}_{i, \text{tar}}$ 分别表示电极 i 在均匀场域和有目标场域时的平均电压。

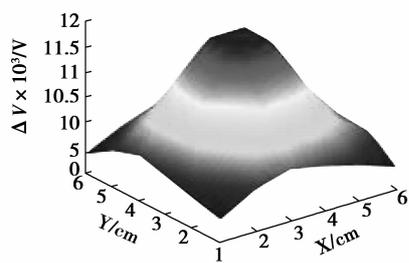
图5-7的(a)、(c)、(e)、(g)为直接表面投影成像的结果。其中 x 、 y 轴表示电极阵列长宽, z 轴表

示电压差值,以电压差值的大小定位目标,以 x 、 y 轴数值确定目标在电极阵列下方的水平位置。根据成像结果,单目标情况下,目标位于1 cm深度时,2种激励模式目标所在区域电压差值最大,可明确标出目标及大小;随深度增加,背电极方式的目标区域逐渐不明显,而手电极方式的位置定位错误甚至成像失败,不能分辨出目标。双目标情况下,可以探测到浅层的目标,随深度增加,目标逐渐不明显,甚至成像失败,此外,根据图像数值,可以明显区分出两个目标的电导率不同。手电极方式定位错误的原因是,电流线聚集在手电极一侧,如图3(b),使得电极正下方目标的投影也偏向手电极一侧。深层投影成像效果不好的原因是式(11)直接计算 L 次激励下,每个电极的平均电压,并不能真实反映场域内部情况。假设当电极1注入电流时,电流线在电极1下方最密集,对电极1的平均电压计算贡献最大,而离电极1越远的电极下方的电流线越稀疏,电极36下的电流线最稀疏,即对电极36的平均电压计算贡献最小。因此,根据每次注入时电极下方的电流线稀疏程度,在计算平均电压时引入与电极几何位置相关的权系数 W , $W(i, j)$ 表示电极 i 激励时,电极 j 的权

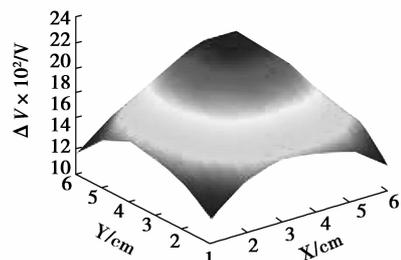
$$W(i, j) = \begin{cases} 1, & i = j; \\ 0.95 \times \frac{1}{S_{i,j}}, & i \neq j. \end{cases} \quad (13)$$

式中 $S_{i,j}$ 表示电极 i, j 之间的距离。式(11)改进为:

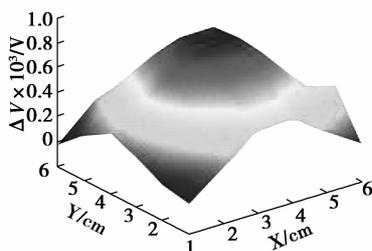
$$\bar{V}_i = \frac{\sum_{j=1}^L (V_{i,j} \times W(i, j))}{L}, i, j = 1, 2, 3, \dots, L. \quad (14)$$



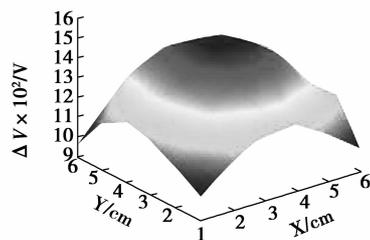
(a) 深度1 cm的直接表面投影成像



(b) 深度1 cm的加权表面投影成像



(c) 深度3 cm的直接表面投影成像



(d) 深度3 cm的加权表面投影成像

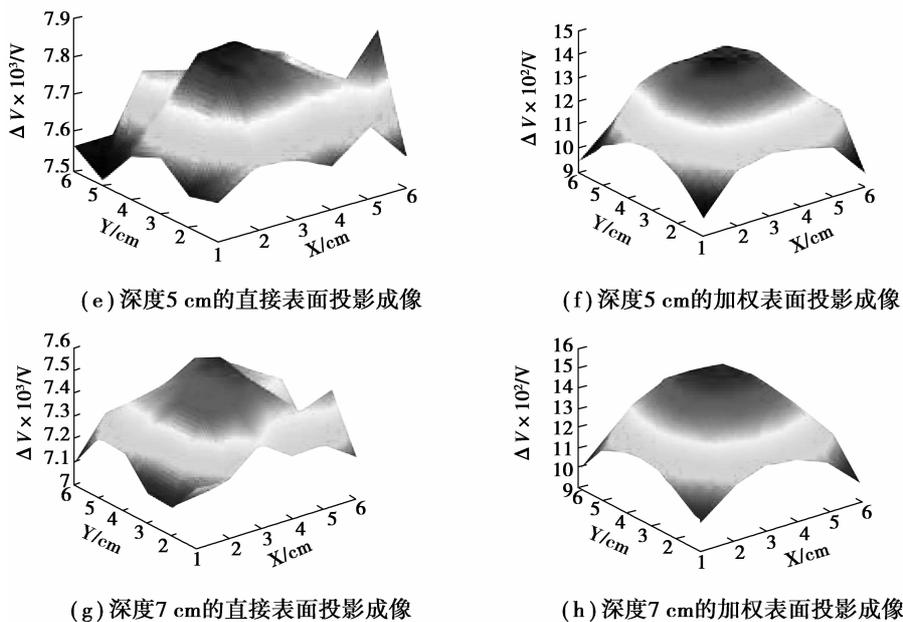
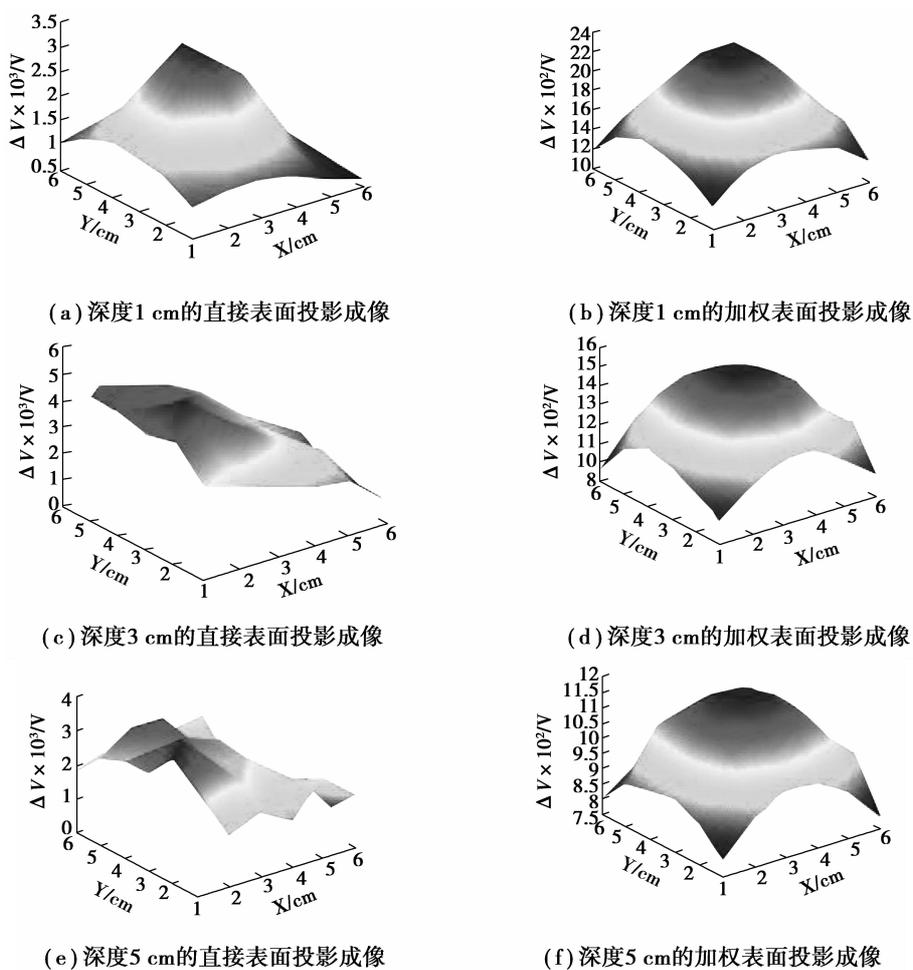


图 5 背电极激励测量方式的电压差值直接与加权表面投影成像结果



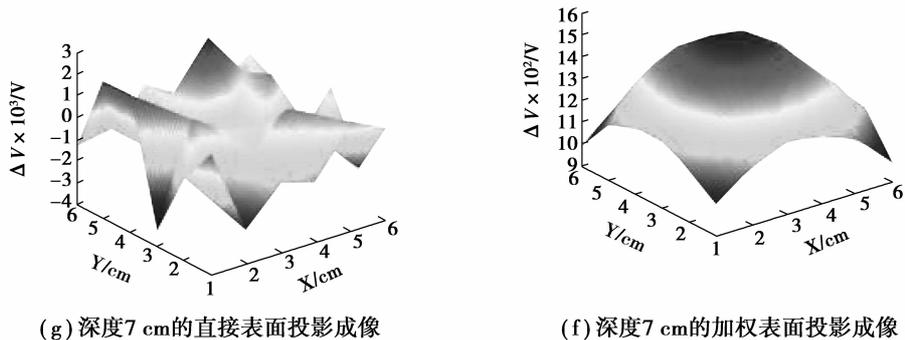


图 6 手电极激励测量方式的电压差值直接与加权表面投影成像结果

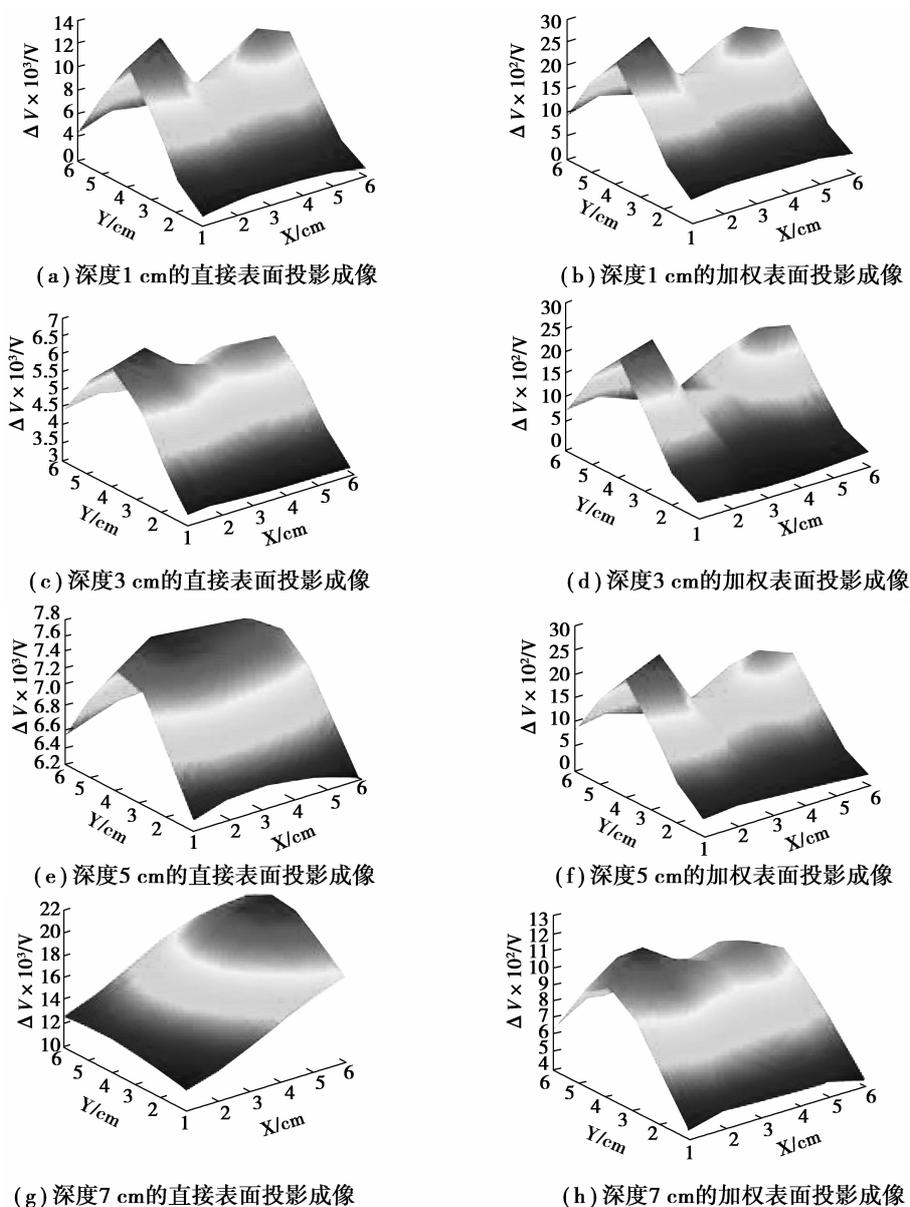


图 7 双目标情况下背电极激励测量方式的电压差值直接与加权表面投影成像结果

针对背电极、手电极电压测量方式采用加权方法成像,如图 5-7(b)、(d)、(f)、(h)所示。背电极单

目标情况下,与直接电压差成像相比,目标在浅层(1~3 cm)时,效果相差不大,能明显定位目标;在深层(5 cm 以上)时,加权电压成像优于直接成像,虽不能反映目标大小,但可定位目标大致区域。特别是 7 cm 处图像略好于 5 cm 处,与前文 7 cm 处区分度大于 5 cm 处的结论相符。手电极单目标情况下,只有目标在 1 cm 处时直接电压差成像能显示目标,其他深度显示的目标位置错误,而加权后不论深度深浅,均能探测到目标,且目标位置正确。背电极双目标情况下,与直接电压差成像相比,目标在浅层时,效果相差不大,能明显定位两个目标;在深层时,加权投影成像可以定位目标,并且显示出两个目标电导率不同。

4 结 论

笔者从正问题角度对三维电阻抗成像系统进行初步研究。构建了背电极模型和手电极模型,设置 3 种不同的目标,以有限元仿真计算为手段,采用范数区分度和功率区分度的评估方法,对背电极电流激励等四种激励模式的探测能力进行了评估。并采用电极电压做表面投影成像。结果显示,背电极方式相对于手电极方式具有明显的优势,能从边界测量信号中得到更多内部阻抗分布的信息;加权后的投影成像效果明显优于直接平均值,在以后的三维重构算法中可以考虑统计学上的方法,对测量值做预处理后再计算。与二维 EIT 相比,三维 EIT 增加了电极数量,测量时间长;三维场域计算复杂,计算量大。这些问题将在后续工作中研究。

参考文献:

- [1] 刘国强. 医学电阻抗成像[M]. 北京: 科学出版社, 2006.
- [2] BAYFORD H. Bioimpedance tomography (electrical impedance tomography) [J]. Annual Review Biomedical Engineering, 2006, 8: 63-91.
- [3] KAO T J, KIM B S, ISAACSON D, 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.
- [4] MICHEL A, ORAH L, 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.
- [5] 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.
- [6] NEBUYA S, NOSHIRO M, YONEMOTO A, et al. Study of the optimum level of electrode placement for the evaluation of absolute lung resistivity with the Mk3.5 EIT system[J]. Physiological Measurement, 2006, 27(1): 129-137.
- [7] 季振宇, 史学涛, 尤富生, 等. 用于乳腺普查的电阻抗扫描系统的硬件设计[J]. 仪器仪表学报, 2008, 29(6): 1171-1175.
JI ZHEN-YU, SHI XUE-TAO, YOU FU-SHENG, et al. Hardware design of electrical impedance scanning system for breast screening [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2008, 29(6): 1171-1175.
- [8] JI ZHEN-YU, DONG XIU-ZHEN, LIU RUI-GANG, et al. Improvement in EIS diagnosis accuracy using a multi-frequency parameter analysis method preliminary results[J]. Physiological Measurement, 2008, 29(1): 1221-1231.
- [9] HOLDER D S. Electrical impedance tomography of brain function [J]. Brain Topography, 1992, 5(2): 87-93.
- [10] 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, 678.
HE CHUAN-HONG, 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, 678.
- [11] RYAN H, ALEX H, KEITH P. Experimental justification for using 3D conductivity reconstructions in electrical impedance tomography [J]. Physiological Measurement, 2007, 28(1): 115-127.
- [12] KAO T J, NEWELL J C, SAULNIER G J, et al. Distinguishability of inhomogeneities using planar electrode arrays and different patterns of applied excitation[J]. Physiological Measurement, 2003, 24(1): 403-411.
- [13] 陈民铀, 张晓菊, 罗辞勇, 等. 基于开放式场域的 EIT 模型及仿真[J]. 重庆大学学报, 2009, 32(7):731-735.
CHEN MIN-YOU, ZHANG XIAO-JU, LUO CI-YONG, et al. Modeling and simulation based on open electrical impedance tomography [J]. Journal of Chongqing University, 2009, 32(7):731-735.
- [14] BONG S K, GREGORY B, NEWELL J C, et al. The complete electrode model for EIT in a mammography geometry [J]. Physiological Measurement, 2007, 28(1): 57-69.
- [15] LIM K H, LEE J H, YE G., et al. An efficient forward solver in electrical impedance tomography by spectral element method [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2006, 24(8): 1044-1051.