

三维磁感应磁声成像的新算法研究

周 廉¹, 朱善安¹, 贺 斌²

(1. 浙江大学电气工程学院, 浙江杭州 310007; 2. 明尼苏达大学生物工程学院, 明尼苏达州明尼阿波利斯 55455)

摘 要: 磁感应磁声成像技术(MAT-MI)作为一种新型无创的电阻抗成像技术,融合了磁感应技术和超声断层扫描技术,提供了高分辨率的成像结果.本研究提出了一种用于 MAT-MI 计算电导率分布的新型算法,解决电导率重建过程中的奇异值问题,同时又缩短了重建所需时间,并通过计算机仿真构建的三维环状线圈和乳腺模型,验证了算法的稳定性和可靠性.

关键词: 磁感应磁声成像; 奇异值; 电导率; 有限元

中图分类号: R445.9 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2013)02-0288-07

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn>

DOI: 10.3969/j.issn.0372-2112.2013.02.013

A Three-Dimensional Bioimpedance Imaging Algorithm by Means of Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction

ZHOU Lian¹, ZHU Shan-an¹, HE Bin²

(1. College of Electrical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310007, China;

2. Department of Biomedical Engineering, University of Minnesota, Minneapolis, Minnesota 55455, USA)

Abstract: Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) is a recently introduced noninvasive electrical conductivity imaging approach. In the present study, a new algorithm for the conductivity reconstruction has been proposed, and was evaluated by computer simulations in a 3-dimensional breast model. Compared with the existing methods, the new algorithm can reconstruct the internal conductivity distribution without singularity problem and significantly reduces the time for reconstruction computation.

Key words: magnetoacoustic tomography with magnetic induction; singular value; conductivity; finite element method

1 引言

人体器官组织的电特性变化往往先于器质性病变,在经过一定的功能代偿期与潜伏期后发展成器质性病变,表现出临床症状.如果能够在疾病的潜伏期内,及时地检测出该组织器官电导率的变化,对于相关疾病,如脑肿瘤、乳腺癌等的预防及早期治疗是非常有益的.长期以来,生物电阻抗特性的研究一直广受关注.尤其在近几十年,非侵入式的电阻抗成像技术已经逐渐成为国际生物医学领域研究的热点,有越来越多的阻抗成像技术被提出,具代表性的有:电阻抗成像(EIT)^[1~4]、磁感应成像(MIT)^[5]和磁共振电阻抗成像(MREIT)^[6~10]等.其中EIT是一种接触式的阻抗成像手段,通过测量目标边界面上的电势,进而完成截面电阻抗的重建计算.但是由于接触阻抗的存在,以及生物体内低电导率组织的屏蔽效应,使得电流容易产生较大的衰减,从而影响了

电导率重建的精确性.相比较EIT,MIT采用了非接触式的测量方法,解决了接触阻抗的影响,但由于存在激励磁场和扰动磁场难以分离的问题,使得重建结果的分辨率较低.针对这些重建算法存在的缺陷,磁共振阻抗成像(MREIT)结合了电阻抗技术及磁共振电流密度成像技术(MRCDI)^[11],提供了较高分辨率和精度的重建图像,并在仿真计算及活体组织实验上均取得了突破性进展.但是,该方法需要较大的电流注入活体,安全问题依旧是摆在MREIT前最大的难题.

为了获得高分辨率的图像,避免注入电流以及消除低电导率组织带来的“屏蔽效应”^[12],2005年贺斌教授及其研究小组提出了一种新型非接触式电阻抗成像技术-磁感应磁声成像(MagnetoAcoustic Tomography with Magnetic Induction, MAT-MI)^[13~20].它融合了磁感应技术和超声断层扫描技术,兼具电阻抗成像高对比度和超声断层扫描技术高空间分辨率的优点.该方法应用磁感应

技术使被测组织内部产生涡流,并通过外加静磁场,使组织产生小幅度的震动,进而引发超声信号.将组织四周采集的声波信号作为原始数据,通过重建计算完成截面电阻抗的重建.

本文的主要内容集中在 MAT-MI 的逆问题计算上,提出了一种用于重建电导率的新算法,成功地解决了在不同电导率组织边界面上计算电导率时存在的奇异值问题^[19].通过对一个电阻抗各向异性的三维模型的仿真计算,验证了该方法的可靠性和稳定性.

2 理论

2.1 正问题

首先,将已知电导率的生物组织置于静态磁场中,该磁场的磁通密度为 $\mathbf{B}_0(\mathbf{r})$,被测的组织四周充入不导电的液体,一般选择纯净水.将一个环状的导电线圈置于被测物体上方,用于产生时变电磁场,其磁通密度记为 $\mathbf{B}_1(\mathbf{r}, t)$,在组织内产生的感应电流记为 $\mathbf{J}(\mathbf{r}, t)$.由于在磁感应磁声成像中,所涉及到频率一般在数兆赫兹,所以组织内部的位移电流远小于传导电流,计算中通常可以忽略^[20].通过联立麦克斯韦方程组,并引入磁矢势 $\mathbf{A}(\mathbf{r}, t)$,我们得到式(1):

$$\nabla \cdot \mathbf{J}(\mathbf{r}, t) = \nabla \cdot (-\sigma(\mathbf{r}) \nabla \phi(\mathbf{r}) - \sigma \frac{\partial \mathbf{A}(\mathbf{r}, t)}{\partial t}) = 0 \quad (1)$$

其中, $\sigma(\mathbf{r})$ 是电导率分布函数, ϕ 表示电势.通过 Neumann 边界条件 $\mathbf{J}(\mathbf{r}, t) \cdot \mathbf{n} = 0$ (\mathbf{n} 是表示边界面朝外的法向矢量),并选取一个参考位置作为零势点,涡流 $\mathbf{J}(\mathbf{r}, t)$ 在生物组织中的分布便可以求出^[19,20].

在试验中,时变磁场 $\mathbf{B}_1(\mathbf{r}, t)$ 的幅值远小于 $\mathbf{B}_0(\mathbf{r})$ ^[13],设 $\mathbf{B}_1(\mathbf{r}, t) = \mathbf{B}_1(\mathbf{r}) \cdot \text{step}(t)$,其中 $\text{step}(t)$ 表示一个阶跃函数,当时间大于 0 时,该函数为 1,否则为 0.所以,在组织内部由洛伦兹力引发的声源可以表示为 $\nabla \cdot (\mathbf{J}(\mathbf{r}) \times \mathbf{B}_0(\mathbf{r})) \cdot \delta(t)$ ^[21].

假设被测的组织是软组织,声音在其内部传播的速度等于在水中的传播速度,记为 c_s ,为常数,所以,检测区域的波动方程可以写为:

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -Q(\mathbf{r}, t) \quad (2)$$

公式(2)中, $Q(\mathbf{r}, t)$ 代表了声源,即等于 $\nabla \cdot (\mathbf{J}(\mathbf{r}) \times \mathbf{B}_0(\mathbf{r})) \cdot \delta(t)$.运用格林函数法,该波动方程的解可以写成^[22]:

$$p_0(\mathbf{r}, t) = \int_0^T dt_0 \iiint_V d\mathbf{r}_0 Q(\mathbf{r}_0, t_0) G_+(\mathbf{r}, t | \mathbf{r}_0, t_0) \quad (3)$$

其中 $G_+(\mathbf{r}, t | \mathbf{r}_0, t_0)$ 为格林函数,在时域其大小等于 $\frac{\delta(t - t_0 - |\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|/c_s)}{4\pi |\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|}$.通过该公式,便可计算在组

织周围观测点上的声压分布.

2.2 逆问题

逆问题的主要内容是通过组织四周采集到的声压信号,重建目标区域(ROI, Region of Interest)的电阻抗分布.该问题主要包含两个步骤,首先是对区域内的声源进行重建计算;之后,运用重建的声源数据,实现组织内部的电导率成像,本研究的主要内容集中在第二步上.

逆问题的第一步,一般可以采用的方法有时间反演法^[23]和最大期望值算法^[24],这在很多磁感应磁声成像技术的文献中都有所提及.这两种算法都基于一个假设:声波在区域内传播的速度是定值,且在传播过程中,声源的能量不存在衰减.这两个假设在软组织内能够得到满足.下式便是运用采集到的声场信息,对声源进行重建的计算公式^[13,19]:

$$\begin{aligned} & \nabla \cdot (\mathbf{J}(\mathbf{r}') \times \mathbf{B}(\mathbf{r}')) \\ &= \frac{r^2}{2\pi c_s^3} \iint_{\Omega} d\Omega \frac{\partial^2 p_0(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} \frac{\delta(t - \frac{|\mathbf{r}' - \mathbf{r}|}{c_s})}{|\mathbf{r}' - \mathbf{r}|} \end{aligned} \quad (4)$$

第二步,为了实现对电导率分布函数的求解,本研究首先推导了组织内部涡流 $\mathbf{J}(\mathbf{r}')$ 的重建方法.在磁感应磁声成像技术中,一般运用的是分布均匀、方向一致的静磁场 $\mathbf{B}_0(\mathbf{r})$ ^[20].因此, $\nabla \times \mathbf{B}_0(\mathbf{r})$ 在所求解的区域内部等于 0.所以,声源公式 $\nabla \cdot (\mathbf{J}(\mathbf{r}) \times \mathbf{B}_0(\mathbf{r}))$ 能够被简化为 $(\nabla \times \mathbf{J}(\mathbf{r})) \cdot \mathbf{B}_0(\mathbf{r})$.为了求解组织内传导电流密度,我们需要求解在不同静磁场下的声源数据.

记静磁场为 $\mathbf{B}_{0,j}$,其中 $j = 1, 2, 3$,静磁场的方向在 3 次测量实验中分别指向 z 轴、 y 轴和 x 轴方向.同时,3 次所用的时变磁场 $\mathbf{B}_1(\mathbf{r}, t)$ 保持不变.通过联立三组方程:

$$\begin{cases} \frac{\partial J_y}{\partial x} B_{0,1} - \frac{\partial J_x}{\partial y} B_{0,1} = -Q_1 \\ \frac{\partial J_x}{\partial z} B_{0,2} - \frac{\partial J_z}{\partial x} B_{0,2} = -Q_2 \\ \frac{\partial J_z}{\partial y} B_{0,3} - \frac{\partial J_y}{\partial z} B_{0,3} = -Q_3 \end{cases} \quad (5)$$

其中 Q_1, Q_2, Q_3 为已知值,可以通过声源重建得出.考虑传导电流边界条件 $\mathbf{J}(\mathbf{r}, t) \cdot \mathbf{n} = 0$,便可求出整个区域中的感应电流密度 (J_x, J_y, J_z) .

式(6)给出了电导率与声源之间的关系:

$$\nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0) = \sigma \left(-\frac{\partial \mathbf{B}_1}{\partial t} \right) \cdot \mathbf{B}_0 + (\nabla \sigma \times \mathbf{E}) \cdot \mathbf{B}_0 \quad (6)$$

在电阻抗各向同性的介质中,式(6)右侧的第二项等于 0,这也是之前很多算法假设的情况.而在生物组织中,各向同性的假设把问题过于简单化了,本算法主要集中在解决第二项给重建计算造成的困难.

第二项的出现,最大的问题就是如何重建不同电导率组织间分界面附近的电导率.由于电导率在分界面上出现了突变, $\nabla\sigma$ 出现了奇异值的情况,无法用微分求导的方法解决.所以本算法首先在公式(6)的两边做了一个积分,积分区域为一个非常小的立方体区域.同时,用到的声源数据是之前测得的当 $\mathbf{B}_0(\mathbf{r})$ 指向 z 方向时的数据,设 $\mathbf{B}_0(\mathbf{r}) = B_{0z}(\mathbf{r}) \cdot \mathbf{z}$,积分后公式可以简化为:

$$\iiint_V Q(\mathbf{r}) \cdot \delta(t) \cdot dV = \iiint_V \left(\sigma \left(-\frac{\partial \mathbf{B}_1(\mathbf{r}) \cdot \delta(t)}{\partial t} \right) + \left(\frac{\partial \sigma}{\partial x}, \frac{\partial \sigma}{\partial y} \right) \cdot (E_y, -E_x) \cdot \delta(t) \right) \cdot B_{0z} dV \quad (7)$$

如图1所示,假设深色的单元体积为 V , V 值很小,在单元内电导率可以看成各向同性,其数值为 σ .与它相邻的在 x 、 y 方向的单元电导率分别为 σ_x 和 σ_y .当静磁场 \mathbf{B}_0 与 z 轴同向时,式(7)可以写成:

$$\nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0) dV = \sigma \left(-\frac{\partial \mathbf{B}_1}{\partial t} \right) \cdot \mathbf{B}_0 \cdot dV + (\sigma_x - \sigma) E_y B_{0z} dS_x - (\sigma_y - \sigma) E_x B_{0z} dS_y \quad (8)$$

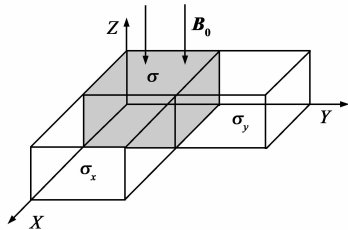


图1 截面相邻电导率单元示意图

从公式(8)可以发现,阻抗突变产生的声源与分界面成正比,同时求解梯度的问题也随之消失了.当深色的立方体为正方体时,式中 dS_x 和 dS_y 相等,把 \mathbf{E} 替换成 $\frac{\mathbf{J}}{\sigma}$,通过求解方程,最终得到电导率如下的表达式:

$$\sigma = \frac{(Q dl / B_{0z} + J_y - J_x)}{2 \cdot \left(\frac{\partial \mathbf{B}_1}{\partial t} \right) dl} - \frac{\sqrt{(Q dl / B_{0z} + J_y - J_x)^2 - 4 \left(\frac{\partial \mathbf{B}_1}{\partial t} \right) (\sigma_x J_y - \sigma_y J_x) dl}}{2 \cdot \left(\frac{\partial \mathbf{B}_1}{\partial t} \right) dl} \quad (9)$$

式(9)中 dl 等于 dV/S .当重建点的声源强度远大于待求区域中的平均声源强度,说明该重建点上由于电导率突变引起的声源信号远大于均匀组织内部产生的声源信号,即数值上 $\sigma \left(-\frac{\partial \mathbf{B}_1}{\partial t} \right) \cdot \mathbf{B}_0$ 项远小于 $(\nabla \sigma \times \mathbf{E}) \cdot \mathbf{B}$ 项,所以式(8)可以简化为:

$$\nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0) dV \cdot \sigma = (\sigma_x - \sigma) \cdot J_y B_{0z} dS_x - (\sigma_y - \sigma) \cdot J_x B_{0z} dS_y$$

最终获得的电导率求解公式:

$$\sigma = \frac{(-\sigma_x B_{0z} J_y + \sigma_y B_{0z} J_x)}{(\nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B})) dV / S - J_y B_{0z} + J_x B_{0z}} \quad (10)$$

式(9)和式(10)在用来进行重建计算前,还有一个问题需要解决.在这两个等式中,都包含了 σ_x 和 σ_y 这两项,这就意味着,在求某一点的电导率之前,首先得求得该点附近的电导率.为了解决这个问题,我们提出了一种类似“削皮”的算法.

如图2所示,为了不失一般性,我们假设该待测组织的电导率分布为 $\sigma(\mathbf{r})$,放置在重建区域(ROI)的中央.由于纯净水的电导率基本接近于0,这就意味着在受到磁场激励时,水并没有发出超声信号,这一点在进行声源重建的时候就能够得到验证.所以,在整个求解范围内,可以根据声源是否存在分为:

$$Q(\mathbf{r}) = \begin{cases} 0, & \sigma(\mathbf{r}) = 0 \\ f(\sigma), & \sigma(\mathbf{r}) \neq 0 \end{cases} \quad (11)$$

根据声源重建后的分布图,如图2,可以比较容易地确定水和组织之间的分界面.据此,可以将整个区域划分为电导率已知区与未知区.而每一次求解的目标,便是这两个区的分界面.

首先,根据水电导率为0这一特征,代入式(9)或者式(10),可以求得分界面上组织电导率数值.之后,将这些圈上的点从电导率未知区中“削”去,并归入到电导率已知区,以便为下一圈的计算提供数据.之后每次计算所求的目标均是电导率已知区与未知区分界面上的单元,如图3所示,根据1,2,3这三个已知电导率的单元,可以求得单元4的电导率值.由此计算完一圈削去一圈,重复这一过程直到该平面上所有单元的电导率 $\sigma(\mathbf{r})$ 都计算完毕.

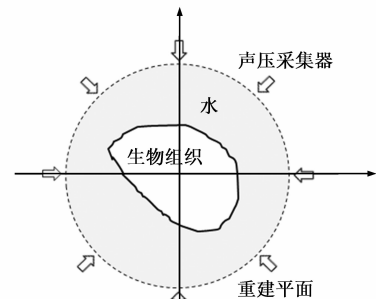


图2 重建区域二维横截面示意图

3 仿真

3.1 仿真模型

为了证明磁感应磁声成像算法的有效性,我们用计算机在一个乳腺模型上做了仿真计算,模型结构如图4所示.该模型分为两层,分别用来模拟乳腺组织和脂肪组织.此外,为了观察肿瘤参数对重建结果造成的影响,我们采用不同电导率、尺寸和位置构建了5个肿

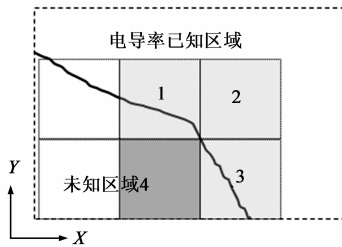


图3 重建区域的网格示意图,其中编号为1,2,3的网格电导率已知,编号为4的网格电导率未知

瘤模型.表 1 给出了肿瘤的具体数据.

表 1 仿真实验中各组织尺寸与电导率数据

	半径(m)	电导率(S/m)
乳腺	—	0.2
脂肪	—	0.04
肿瘤 1	0.001	0.7
肿瘤 2	0.004	0.6
肿瘤 3	0.01	0.9
肿瘤 4	0.0025	0.8
肿瘤 5	0.005	0.8

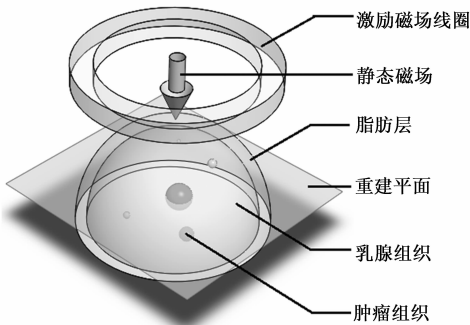


图4 仿真模型三维示意图

在实验中,一个外径为 100mm,内径为 85mm 的激励线圈被放置在乳腺模型上方 60mm 处.实验开始阶段,先在线圈中注入持续时间为 $5\mu\text{s}$,电流密度为 $3 \times 10^6 \text{ A/m}^2$ 的脉冲电流.整个空间处在一个静态均匀的磁场 $\mathbf{B}_0(\mathbf{r})$ 中,该磁场磁通密度设为 1T.

为了能够获得声压信号,在乳腺模型外侧,我们设置了一个半径为 105mm 的信号采集面,面上均匀分布了 819 个信号采集点,其采样频率为 500kHz.

在求解正问题的过程中,我们运用了 ANSYS 软件对整个模型进行电磁场的有限元数值计算.为了获得较高分辨率的结果,我们把模型中将用来重建的区域划分成同尺寸的正六面体,对于模型的其余部分,划分成了较大尺寸的四面体和五面体.在之后的声场正问题求解计算中,由于细分后每个单元的尺寸比较小,我们将单元处理成点源,其中心坐标代表了该单元所处的空间位置.表 2 记录了划分之后不同组织的有限元数据信息.

表 2 仿真模型的组织有限元数据

	单元数	节点数
乳腺	46769	63234
脂肪	124823	134867
肿瘤 1	4	18
肿瘤 2	36	84
肿瘤 3	552	1210
肿瘤 4	8	27
肿瘤 5	56	118

3.2 仿真步骤

(1)用有限元分析计算的方法计算出时变磁场的空间分布以及感应电流在生物组织模型中的分布.

(2)计算每个单元的声源强度.

(3)用离散式(12)计算每个声压采集点的声压信号

$$p(\mathbf{r}, t) = - \sum_{i=1}^n (\nabla \cdot (\mathbf{J}_i(\mathbf{r}') \times \mathbf{B}_0)) G(\mathbf{r}, \mathbf{r}', t) \quad (12)$$

(4)重建声源信号,并改用不同方向的静态磁场,重复步骤 1~3 两次.

(5)通过步骤四得到的结果,计算组织模型中感应电流的分布.

(6)通过“削皮”算法,重建每一个截面的阻抗分布.

3.3 仿真结果

我们运用有限元分析方法,计算得到了时变磁场 $\mathbf{B}_1(\mathbf{r}, t)$ 和感应电流在组织模型中的分布,如图 5、图 6 所示.

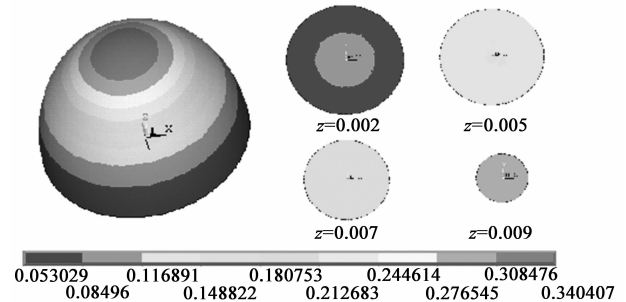


图5 磁通密度的三维分布图和4个不同z平面上的磁通密度分布图

通过计算公式 $\nabla \cdot (\mathbf{J}(\mathbf{r}) \times \mathbf{B}_0(\mathbf{r}))$,可以求出相应的声源分布.从计算结果看,跟预期的一样,声源主要集中在不同电导率组织的分界面上,如乳腺层和脂肪层之间.计算结果如图 7 所示.

通过式(3),便可以得出在观测点上采集的声压信号,正问题的仿真求解便到此结束.

在获得了观测点声压信号之后,我们使用时间反演法对待求区域的声场进行了重建计算.每个重建单元的大小被定为 $2\text{mm} \times 2\text{mm} \times 2\text{mm}$.运用 3 组不同的声场重建结果,对组织内部的感应电流分布进行了重建

计算,结果分别如图 8、图 9 所示.

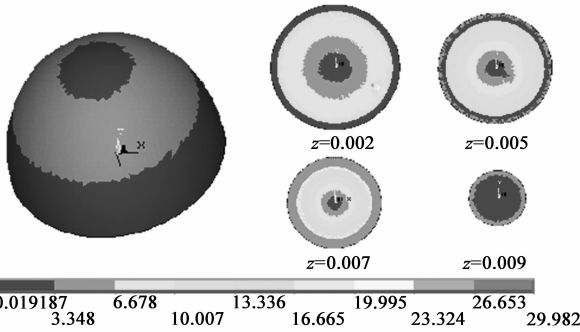


图6 感应电流密度的三维分布图和4个不同z平面上电流密度分布图

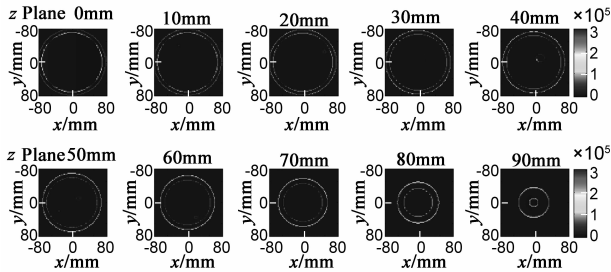


图7 静态磁场为z轴方向时声源信号在各个z平面上的分布图

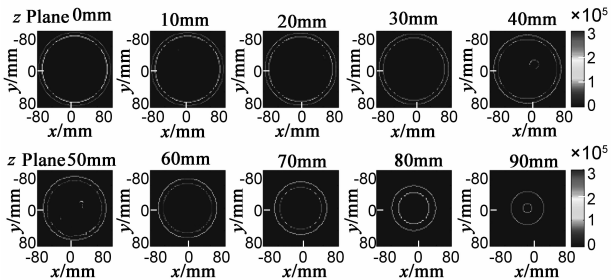


图8 使用无噪声信号获得的声压信号重建图

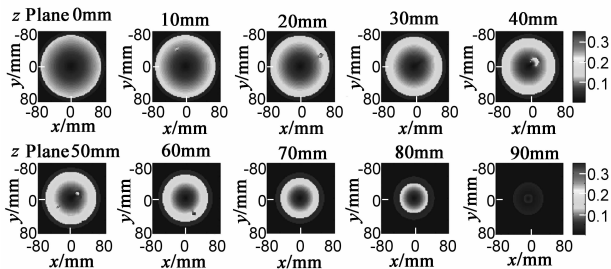


图9 使用无噪声信号获得的感应电流重建图

图9中,外圈深色部分代表了零电流的区域,也是接下来计算首先被剥离的区域.通过之前提出的算法,电导率分布无噪声情况下被精确地计算了出来,如图10所示.在重建结果图中,乳腺组织同肿瘤能够清晰地分辨出来,即使肿瘤的半径只有2.5mm.与此同时,出现在边界面上的尖峰信号也没有出现在电导率重建的结果中.

为了能够定量地比较重建结果与实际结果的差别,我们引入了平均重建误差(ARE)这一指标.ARE的

定义公式如下:

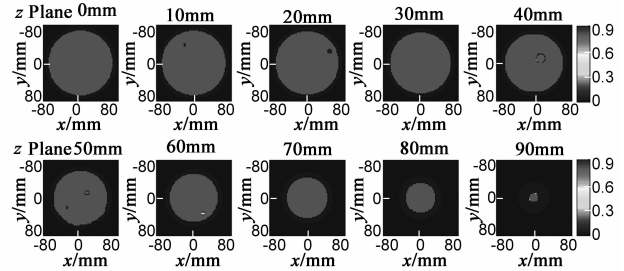


图10 使用无噪声信号获得的电导率的重建结果

$$ARE = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (\sigma_n - \sigma_{r,n})^2}{\sum_{n=1}^N (\sigma_n)^2}}$$

式中 σ_n 代表了目标电导率值, $\sigma_{r,n}$ 是对应的重建结果, N 是所求区域的单元总数.在无噪声干扰的情况下,ARE的值为0.3%,这就意味着重建结果同真实值比较接近.

此外,我们也测试了在不同强度噪声影响下的该算法的重建性能.所添加的噪声为白噪声信号,SNR代表了信号中噪声的强度等级,值越小说明噪声越强.在仿真实验中,我们分别选取了SNR为 ∞ 、1000、100和10的四组信号,并选了一个典型的平面做比较运算,重建的结果如图11,图12所示.同目标结果相比,含低噪声的信号对重建结果的影响很小,如图11中的(b)和(c),在较大噪声的干扰下,结果会出现很多噪点,但是仍然能够较容易地分辨出肿瘤组织所在的区域.通过这些结果,我们充分相信该方法能够帮助MAT-MI技术实现对人体乳腺肿瘤组织的检测.

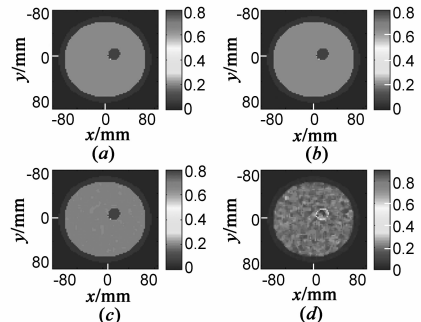


图11 在 $z=40$ 的平面上,不同噪声水平下的电导率重建结果,其SNR值分别为 ∞ ,1000,100,10

4 结论

非侵入式的阻抗成像方法MAT-MI是为了能够提供较高分辨率的重建图像.然而,目前基本上没有算法能够精确地重建不同电导率接触面附近的电导率分布,其主要原因是未能够很好地解决方程中奇异值的问题.之前的方法更多是在电导率各向同性假设下的重建计算,或者重建结果只提供电导率的差值分布,这

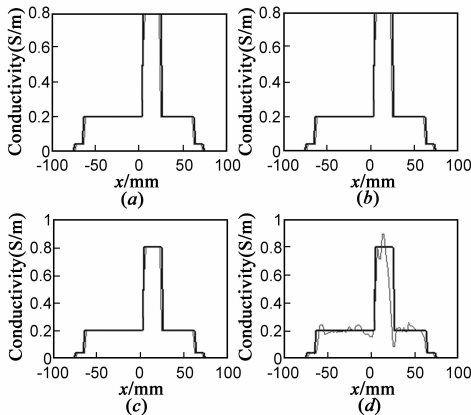


图12 当 $z=40, y=0$ 时,在不同噪声水平下,重建电导率和实际电导率随 x 的变化曲线

跟设计 MAT-MI 方法的初衷还是有一定的差距。

在本研究中,我们提出了一种新的 MAT-MI 重建途径,解决了奇异值带来的困难以及完成了对电导率非均匀分布生物组织的阻抗重建;并运用有限元等计算工具,成功地对一个乳腺模型进行了仿真计算.该方法的稳定性也在仿真试验得到了验证。

在获得重建结果的同时,本方法还缩短了重建计算的时间.相比较以往的重建算法,此方法避免了计算过程中的多次迭代,在获得感应电流分布之后,仅需一次性计算便可获得所有区域的电阻抗分布.本研究使用了 4GB 内存,2.33GHz 主频四核处理器的 PC 进行仿真计算,对试验中待求区域内 320,000 个单元,整个重建计算过程仅仅花了 1.256s,较之前的算法,重建的效率得到了较大的提升。

但由于该方法的声场重建算法依然基于声速传播恒定这一假设,所以该算法的适用范围仍然局限于人体的软组织区域。

在磁声成像实验中,结果对测量的声压信号很敏感.但在计算仿真中,我们假设了声压采集探头是理想的点探测器,而实际中用到的探头会有一定的尺寸.同时,由于实物实验中的信号受到带宽的限制,而声场信号也非单一频段信号,这都将导致重建结果质量的下降.所以,在实际运用时,该算法仍然需要一定的改进。

总体上讲,本重建算法在理论上解决了奇异值带来的重建问题,同时,良好的重建结果以及较强的抗噪性,显示了该方法在将来运用到实际磁感应磁声成像计算中的潜质。

参考文献

[1] Metheral P, Barber D C, et al. Three-dimensional electrical impedance tomography [J]. *Nature*, 1996, 380 (6574): 509 – 512.
 [2] Mueller L J, Isaacson D, et al. A reconstruction algorithm for

electrical impedance tomography data collected on rectangular electrode arrays [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1999, 46(11): 1379 – 1386.
 [3] Cheney M, Isaacson D, et al. Electrical impedance tomography [J]. *SIAM Review*, 1999, 41(1): 85 – 101.
 [4] 侯卫东,莫玉龙.静态阻抗断层图像重建新方法[J].*电子学报*, 2003, 31(7): 1083 – 1085.
 Hou Weidong, Mo Yulong. New method to reconstruct static image in electrical impedance tomography [J]. *Acta Electronica Sinica*, 2003, 31(7): 1083 – 1085. (in Chinese)
 [5] Griffiths H. Magnetic induction tomography [J]. *Measurement Science and Technology*, 2001, 12(8): 1126 – 1131.
 [6] Kwon O, Woo E, et al. Magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT): Simulation study of J-Substitution algorithm [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2002, 49(2): 160 – 167.
 [7] Lee S, et al. Conductivity image reconstruction from defective data in MREIT: numerical simulation and animal experiment [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2006, 25(2): 168 – 176.
 [8] Woo E J, Seo J K. Magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT) for high-resolution conductivity imaging [J]. *Physiological Measurement*, 2008, 29(10): R1 – R26.
 [9] Gao N, et al. Use of 3-D magnetic resonance electrical impedance tomography in detecting human cerebral stroke: a simulation study [J]. *Journal of Zhejiang University Science B*, 2005, 6(5): 438 – 445.
 [10] Gao N, et al. A new magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT) algorithm: The RSM-MREIT algorithm with applications to estimation of human head conductivity [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2006, 51(12): 3067 – 3083.
 [11] Joy M, et al. In vivo detection of applied electric currents by magnetic resonance imaging [J]. *Magnetic Resonance Imaging*, 1989, 7(1): 89 – 94.
 [12] Wen H. The feasibility of hall effect imaging in humans [A]. *IEEE Ultrasonic Symposium [C]*. Puerto Rico: San Juan, 2000, 2. 1619 – 1622.
 [13] Xu Y, He B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2005, 50(21): 5175 – 5187.
 [14] Li X, et al. Imaging electrical impedance from acoustic measurements by means of magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007, 54(2): 323 – 330.
 [15] Ma Q, He B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction: A rigorous theory [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008, 55(2): 813 – 816.
 [16] Xia R, et al. Magnetoacoustic tomographic imaging of electri-

cal impedance with magnetic induction [J]. Applied Physics Letter, 2007, 91(8): 083903-1-083903-3.

- [17] Xia R, et al. Reconstruction of vectorial acoustic source in time-domain tomography [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2009, 28(5): 669 – 675.
- [18] Li X, et al. Solving the forward problem of magnetoacoustic tomography with magnetic induction by means of the finite element method [J]. Physics in Medicine and Biology, 2009, 54(9): 2667 – 2682.
- [19] Zhou L, et al. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) for breast tumor imaging: Numerical modeling and simulation [J]. Physics in Medicine and Biology, 2011, 56(7): 1967 – 1983.
- [20] Li X, He B. Multi-excitation magnetoacoustic tomography with magnetic induction for bioimpedance imaging [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2010, 29(10): 1759 – 1767.
- [21] Roth B J, et al. A theoretical model for magneto-acoustic imaging of bioelectric currents [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1994, 41(8): 723 – 728.
- [22] Morse P M, Ingard K U. Theoretical Acoustics [M]. New York: McGraw-Hil, 1968. 306-322.
- [23] Cassereau D, Fink M. Time-reversal of ultrasonic fields-part III: Theory of the closed time-reversal cavity [J]. IEEE Trans-

actions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 1992, 39(5): 579 – 592.

- [24] Pan X, Zou Y, et al. Data redundancy and reduced-scan reconstruction in reflectivity tomography [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2003, 12(7): 784 – 795.

作者简介



周廉男, 1985 年生于浙江绍兴. 浙江大学电气工程学院系统系博士. 研究方向为生物阻抗成像, 图像处理.

E-mail: lyonshow@gmail.com



朱善安男, 1952 年生于浙江温州. 浙江大学电气学院教授、博士生导师, 研究方向为生物医学成像, 系统辨识, 自适应控制.