论文

注入电流式热声成像的声源重建

杨延菊^{1,3}, 夏正武¹, 李艳红^{1,2}, 夏慧¹, 刘国强^{1,2*}, 闫孝姮¹

1. 中国科学院电工研究所, 北京 100190;

2. 中国科学院大学电子电气与通信工程学院, 北京 100049;

3. 重庆文理学院电子电气工程学院, 重庆 402160

* E-mail: liuguoqiang@mail.iee.ac.cn

收稿日期: 2017-07-28; 接受日期: 2017-10-13; 网络出版日期: 2017-12-06

国家自然科学基金(批准号: 51477161, 61427806)资助项目

摘要 为了实现对生物组织的内部深层信息的探测, 本文提出了一种新型的无损医学成像方法, 即注入电流式热声成像. 注入电流式热声成像是一种以超声信号为传递媒介来反映生物组织电导率信息的医学成像方法. 首先, 本研究对注入电流式热声成像方法的原理进行了研究, 将目标体内通入微秒级脉宽的高斯脉冲电流, 目标体吸收焦耳热瞬时膨胀, 向外发出超声信号, 利用时间反演法对探测的超声信号进行处理, 来重建目标体的声源分布, 进而反映生物组织内部电导率信息; 其次, 以低电导率的椭圆模型和复杂模型为目标体, 建立了仿真研究, 借助有限元方法对注入电流式热声成像正、逆问题进行仿真, 并重建模型的热声图像; 最后, 本文搭建了注入电流式热声成像实验装置, 对凝胶仿体产生的声信号进行检测和采集, 并重建目标体的声源分布. 仿真和实验结果表明, 重建的声源分布能展现目标体电导率的分布信息. 本研究为注入电流式热声成像应用于生物组织的研究提供了较好的理论和实验基础.

关键词 注入电流, 脉冲电流, 热声信号, 低电导率, 逆问题, 声源重建

1 引言

近年来, 基于热声效应^[1-6]成像方法的研究得到越来越多的关注. 热声效应是将生物组织放置于电磁场中, 组织吸收电磁能量, 打破了组织内部的热平衡, 导致热弹性膨胀, 进而发出超声信号, 可以被组织周围所放置的超声换能器测得, 超声信号与组织的某些特性相关, 进而可以根据不同成像方法来反映组织的内部信息. 光声成像^[7-10]和微波热声成像^[11-14]都是基于热声效应的两种成像方法. 光声成像是利用激光作为

激励源, 由于激光穿透深度较浅, 它仅适用于皮肤表层探测; 微波热声成像是利用微波辐照生物组织, 相比光声成像, 穿透深度较深. 由于成像深度依赖于组织特性和激励源的电磁波频率, 例如, 对于含水量高的肌肉组织频率为300 MHz和3 GHz分别对应成像深度为4和1.2 cm. 所以原理上利用较低频率, 就可以实现组织深层成像. 但是, 采用天线将有效电磁辐射限制在指定区域内激励热声信号是非常困难的.

为了探索一种潜在的更深层的穿透以及更节能的方法, Zheng研究小组从理论上研究了将低于20 MHz

引用格式: 杨延菊, 夏正武, 李艳红, 等. 注入电流式热声成像的声源重建. 中国科学: 技术科学, 2018, 48: 48-54
Yang Y J, Xia Z W, Li Y H, et al. Reconstruction of acoustic source in applied current thermoacoustic imaging (in Chinese). Sci Sin Tech, 2018, 48: 48-54, doi: 10.1360/N092017-00251

的射频磁场施加到电传导介质或者磁纳米介质的调频热声成像的可行性, 称为磁热声成像(magnetically mediated thermoacoustic imaging, MMTAI)^[15,16]. 这种方法使得采用低频磁场实现热声成像具有广阔的发展前景, 并且已在数值模拟和实验结果得到初步证明. 在本文中, 我们报道了一种不同的方法, 称为注入电流式热声成像(applied current thermoacoustic imaging, ACTAI). 注入电流式热声成像技术中, 将生物组织内注入微秒宽脉冲电流, 组织在微秒脉冲电流的作用下, 吸收焦耳热, 破坏了组织内部的热力学平衡, 进而组织膨胀向外发出超声波. 热声信号可以由组织周围的超声换能器探测, 用来反映组织的电导率分布情况. 同时, 研究表明病变组织和正常组织之间的电导率相差较大, 例如, 正常乳腺组织的电导率是0.4 S/m, 但是癌变乳腺组织的电导率是4 S/m^[17-19]. 因此, 这种电导率特性可以用来反映生物组织的生理和病理上的改变, 并且可以为癌症的早期检测和治疗提供依据. ACTAI融合了电阻抗成像^[20-22]的高对比度和超声成像的高分辨率的优点. ACTAI和其他电阻抗成像技术相比有以下几方面优势: 首先, ACTAI与磁声成像^[23-25]和磁共振电阻抗成像^[26-28]相比, ACTAI不需要静磁场, 所以ACTAI系统较简单, 并且携带便利; 其次, ACTAI与MMTAI相比, MMTAI需要大功率脉冲源激励时变的磁场, 利用组织内涡流产生热声波, 而ACTAI只需要将组织内注入一个小且安全的电流即可产生热声波. 所以ACTAI的设备更简单、便利和有效, 并且检测深度比MMTAI更大, 具有广阔的应用前景.

在本文中, 首先研究了低电导率目标体的ACTAI原理, 在以脉冲电流激励的ACTAI成像研究中, 采用时间反演法来处理ACTAI声波信号以重建目标体的热声源分布; 其次通过对低电导率的目标体进行仿真和实验研究, 验证了此方法反映目标体电导率变化的可靠性, 从而为ACTAI应用于生物组织的研究奠定了基础.

2 理论

ACTAI是利用电、热、声相互耦合的原理, 通过对目标体注入电流检测热声信号, 反映目标体的内部电特性信息. ACTAI的原理研究可以分为正、逆问题两个方面, 正问题是指在目标体内部电导率分布已知的情况下, 求解出目标体在电热耦合作用下产生的声

场分布; 逆问题是在已知声信号的情况下, 利用重建算法计算出声场的声源分布, 进而重建目标体的电导率分布.

2.1 正问题

注入电流式热声成像技术是基于热声效应的电阻抗成像, ACTAI的原理如图1所示. 使用电极对目标体施加微秒宽的脉冲电流, A和B分别是注入电流的两个电极, A和B两端的电压差是 $U(t)$, $U(t)$ 是微秒宽的脉冲, 其波形如图1所示. 目标体在脉冲电场的作用下吸收焦耳热产生超声波, 声信号含有组织的电导率信息, 采用超声换能器采集超声波可重建组织的电导率分布.

假设目标体的电导率是 $\sigma(r')$, 并且是各向同性和均匀的介质. 超声换能器和目标体都浸没于电导率为0的去离子水中. 在电准静态场下, 目标体满足的边值条件的控制方程为

$$\begin{cases} \nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0, \\ \phi|_A = U(t), \\ \phi|_B = 0, \\ \left. \frac{\partial \phi}{\partial n} \right|_{\Gamma_{AB}} = 0, \end{cases} \quad (1)$$

其中, ϕ 和 Γ 分别是电标位和目标体的边界. 电标位可以从式(1)中求出. 目标体内的电场强度为

$$\mathbf{E} = -\nabla \phi. \quad (2)$$

目标体内的电流密度为

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}. \quad (3)$$

图1 (网络版彩图)注入电流式热声成像原理

目标体吸收焦耳热, 热函数 $Q(r', t)$ 可以表示成一个空间吸收函数 $Q(r')$ 和一个时间描述函数 $I(t)$ 的乘积^[29], 即:

$$Q(r', t) = Q(r')I(t). \quad (4)$$

空间吸收函数的表达式为 $Q(r') = \mathbf{J}(r') \cdot \mathbf{E}(r') = \sigma |E(r')|^2$, 其中 $\mathbf{E}(r')$ 是目标体位置 r' 的电场强度. 由于对于脉冲电流的脉宽小于1 μs 情况时, 热传导可以忽略^[30]. 此时注入电流式热声成像中热声信号的产生和传播所遵循的声压波动方程^[4,5]为

$$\nabla^2 p(r, t) - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p(r, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial Q(r', t)}{\partial t} = -\frac{\beta}{C_p} Q(r') \frac{\partial I(t)}{\partial t}, \quad (5)$$

其中, $p(r, t)$ 是在时刻 t 和位置 r 的声压, c_s 表示声速, C_p 和 β 分别表示目标体的比热容和体积膨胀系数. 式(5)中, 左边描述了声波的传播, 右端项则表示声源项. 可以看出声源项与电场强度的模值有关. 式(5)可以采用格林函数法进行声压求解^[30,31], 其表达式为

$$p(r, t) = \frac{1}{4\pi} \iiint_{\Omega} \frac{\beta}{C_p} Q(r') \frac{\partial I(t)}{\partial t} \frac{\delta(t - |r' - r|/c_s)}{|r' - r|} dr', \quad (6)$$

其中, r , r' 和 Ω 分别表示超声换能器位置、声源位置和包含所有声源的积分区域. 通过式(6), 可以根据目标体内电场强度来计算位置 r 的声压 $p(r, t)$. 在ACTAI中, 超声换能器测得的信号 $c(r, t)$ 是声压 $p(r, t)$ 和超声换能器脉冲响应 $h(t)$ 的卷积^[32,33], 即:

$$c(r, t) = p(r, t) \otimes h(t). \quad (7)$$

这就是超声换能器测得的最终信号.

2.2 逆问题

ACTAI的逆问题是研究如何从测得的声信号来重建声源项 $Q(r)$ 的分布. 在目标体周围放置超声换能器用来探测和接收热声波, 并由数据接收器进行采集, 从而利用时间反演法对采集到的声波进行处理, 重建目标体的声源分布. 在重建过程中, 需要多个角度采集声波才能重建反演声源信息. 声源项 $Q(r)$ 采用时间反演法重建, 表达式为

$$Q(r') \approx \frac{C_p}{2\pi c_s^3 \beta} \oint_S dS \frac{\mathbf{n} \cdot \mathbf{e}_R}{R} \frac{\partial p(r', |r' - r|/c_s)}{\partial t}, \quad (8)$$

其中, r , r' , S 和 $\mathbf{n}$ 分别表示超声换能器位置、声源位置、超声换能器的检测面和检测面上 r 的单位矢量. 式(8)表示空间吸收函数可以通过超声换能器测得的声信号来重建.

3 仿真

3.1 仿真方法

为验证注入电流式热声成像理论, 本文运用有限元方法对低电导率模型进行电磁场和声场的耦合分析. 本文建立的仿真模型的原始电导率和模型之间的位置关系如图2所示. 图2(a)的外围长方形模拟正常组织, 其长、宽边长分别为0.04和0.03 m, 电导率为1 S/m, 内部的椭圆形模拟肿瘤组织, 中心位置为(0,0) m, 其长半轴为0.01 m, 短半轴为0.005 m, 电导率为5 S/m, 图2(a)的模型在本文中称为椭圆模型; 图2(b)的外围长方形模拟正常组织, 其长、宽边长分别为0.04和0.03 m, 电导率为1 S/m, 内部椭圆形和圆形模拟肿瘤组织, 椭圆的中心位置为(-0.005,0) m, 椭圆的长半轴和短半轴分别为0.01和0.005 m, 电导率为5 S/m, 圆形的半径为0.005 m, 中心位置为(0.01,0.01) m, 电导率为5 S/m, 图2(b)的模型在本文中称为复杂模型.

建立数学模型后, 应用有限元分析方法对模型进行求解, 图2中长方形的A端施加电压为 $U(t)$, B端接地, 施加边界条件, 求解边值问题得到模型中的电场强度, 然后利用有限元结果, 进行声场的计算模拟. 在声场的仿真中, 假设模型和水中的声学特性均匀, 声波在传播的过程中没有散射、反射和衰减, 声速设为

图2 (网络版彩图)仿真模型的电导率分布. (a) 椭圆模型; (b) 复杂模型

1500 m/s, 求解式(6)得到声压的仿真. 进而利用式(7)将仿真得到声压与超声换能器的脉冲响应进行卷积, 可以求得超声换能器最终测得的声信号. 假设超声换能器距离目标体中心的距离一定, 沿目标体圆周均匀采集声信号, 最后利用式(8)重建声源分布.

3.2 仿真结果

通过对不同模型的仿真, 将中心频率为1 MHz的超声换能器放置于点(0.02,0) m位置, 超声换能器接收的声信号随着时间的变化曲线如图3所示. 从仿真的声信号分布曲线可以看出, 声信号幅值发生变化的位置与仿真模型电导率变化的位置相对应. 以椭圆模型为例, 声信号出现了4个波簇, 第一个波簇对应声波从仿真的椭圆模型中的外围长方形的边界(0.015,0) m传播到超声换能器的时间, 即(0.02~0.015) m/(1500 m/s) $\approx$ 3.3 μ s; 第2和3个波簇分别对应声波从椭圆形的两个边界传播到超声换能器的时间; 第4个波簇对应声波从椭圆模型中长方形的远离超声换能器的边界(-0.015,0) m传播到超声换能器的时间. 因此, 超声换能器测得的声信号也可以反映模型电导率的变化情况.

将超声换能器放置于点(0.02,0) m位置时, 超声换能器与坐标原点的角度设为0°, 考虑到实际情况中两个注入电极对超声换能器的影响, 采集数据时将超声换能器从-45°旋转至45°, 旋转角度步长设为0.5°, 采集180组数据, 利用式(8)对采集的声压数据进行处理, 所重建声源的归一化分布如图4所示, 重建的声源分布能够很好地反映目标体的电导率分布.

4 实验

4.1 实验方法

为验证注入电流式热声成像理论与仿真结果, 本文建立了注入电流式热声成像实验装置, 深入研究了注入电流式热声成像的声信号发生机制, 并选用含盐凝胶仿体对该成像方法进行实验研究. 注入电流式热声成像实验系统图如图5(a)所示, 由激励源部分、超声检测部分和目标体旋转部分组成. 激励源部分是由一个信号发生器(DG1032Z, Rigol)和一个功率放大器所组成, 产生一个微秒级的脉冲电压, 重复频率是20 Hz, 电压幅值约100 V. 超声检测部分是由1 MHz中心频率的水浸式超声换能器(A303S, Olympus)、低噪声放大

图3 (网络版彩图)不同模型的仿真声信号. (a) 椭圆模型; (b) 复杂模型

图4 重建的声源归一化的分布. (a) 椭圆模型; (b) 复杂模型

图5 (网络版彩图)实验系统图. (a) 实验系统款图; (b) 实验实物图

器(S058R, Olympus)和示波器(DSO7052A, Agilent)组成. 其中低噪声放大器还有滤波的功能, 实验中选用

的频带范围为: 高通滤波选用0.03 MHz, 低通滤波选用3 MHz. 目标体旋转系统是由两个齿轮级联而成, 通过旋转手柄可以实现目标体360°旋转. 实验中, 凝胶仿体是由含盐度10%的半圆环模型所构成, 如图5(b)所示, 半圆环C1的内外半径分别为3与5.5 cm, 高度为1 cm, C1的中间扣去一个半径是0.6 cm的圆形C2, 将仿体和超声换能器置于含有绝缘油的槽中, 并且二者保持同一高度. 将脉冲电压施加到仿体的两端, 仿体吸收焦耳热产生瞬时膨胀, 向外发出超声信号. 声信号的产生和传播过程的实验照片如图5(b)所示. 通过超声换能器测得的声信号经过滤波放大60 dB, 然后传送到示波器进行显示并采集, 作为重建声源的原始数据.

4.2 实验结果

超声换能器的界面与仿体的圆心距离设置为13.5 cm, 声波在绝缘油中的传播速度测为1440 m/s. 将图5(b)中仿体与超声换能器的位置角度设为0°, 此时示波器接收到的声信号波形如图6(a)所示. 图中的水平轴和垂直轴分别表示时间(10 μ s/格)和电压, 图中波形即是测得的声信号波形(2 mV/格). 测得的信号的峰值约为10 mV, 由于信号被放大了60 dB, 所以被放大前的信号约为10 μ V. 声信号出现了4个波簇, 第一个波簇约在79 μ s出现, 对应声波从C1接近超声换能器的边界传播到超声换能器的时间; 第2个波簇约在82 μ s出现, 对应声波从C2接近超声换能器的边界到超声换能器的时间; 第3个波簇约在95 μ s出现, 对应声波从C2远离超声换能器的边界到超声换能器的时间; 第4个波簇约在100 μ s出现, 对应声波从C1远离超声换能器的边界到超声换能器的时间. 这说明信号是由凝胶仿体产生, 并且显示了目标体电导率发生变化的位置. 由于圆环的内部电流密度比较大, 所以后两个波簇要比前两个大.

由于实验中两个注入电极对超声换能器的影响, 采集数据时将超声换能器从-45°旋转至45°, 旋转角度步长设为1°, 采集90组声信号, 采样率为10 Msps. 利用所采集到的超声信号重建的凝胶仿体声源分布归一化的图像以及仿体的照片如图6(b)所示. 重建的图像与凝胶仿体的形状和尺寸吻合得很好, 反映了仿体的电导率变化的位置.

图6 (网络版彩图)实验结果. (a) 实验获得的声信号; (b) 重建的声源图

5 讨论与结论

本文对注入电流式热声成像方法的原理进行了研究, 并进行了初步的仿真和实验, 建立了椭圆模型和复杂模型模拟肿瘤组织模型, 应用有限元分析方法对模型中电场进行仿真, 利用电场和声场耦合作用进行不同模型声压信号的仿真, 以及对声源分布的重建. 从仿真结果可知, 不同电导率的模型, 超声换能器接收到的声信号差异较大的地方反映了电导率发生变化的地方, 并且重建的热声图像可以反映模型的电导率变化分布. 同时进行了实验研究, 对含盐凝胶仿体模型进行了扫描成像实验. 实验结果显示, 声信号波簇能够准确对应目标体电导率发生变化的位置, 重建图像能够准确反映目标体电导率发生变化的位置分布, 为进一步重建生物组织电导率分布奠定了基础.

由于目前只是初步定性分析了注入电流式热声成像方法, 进一步的研究还需展开. 首先, 本研究的仿真与实验针对的模型均是二维模型, 下一步可针对三维模型进行研究; 其次, 由于在实验中采用含盐度为10%的凝胶仿体为目标体, 此时仿体的电导率远高于生物组织电导率, 声信号响应尚且比较弱, 若实现生物组织的微弱声信号的检测, 需采用灵敏度增益更好的前置放大器; 同时, 目前的旋转系统采用的手动旋转目标体, 易产生误差, 并且实验速度慢, 可考虑对超声换能器采用步进电机进行旋转, 来加快扫描测量速度.

参考文献

- 1 Foster K R, Finch E D. Microwave hearing: Evidence for thermoacoustic auditory stimulation by pulsed microwaves. *Science*, 1974, 185: 256–258
- 2 Xu M H, Xu Y, Wang L V. Time-domain reconstruction algorithms and numerical simulations for thermoacoustic tomography in various geometries. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2003, 50: 1086–1099
- 3 Liu Z, Liu L, Xu Y, et al. Transcranial thermoacoustic tomography: A comparison of two imaging algorithms. *IEEE Trans Med Imag*, 2013, 32: 289–294
- 4 刘立新. 面向医学应用的热声层析成像研究. 硕士学位论文. 成都: 电子科技大学, 2013
- 5 毕欣, 黄林, 杜劲松, 等. 脉冲微波辐射场空间分布的热声成像研究. *物理学报*, 2015, 64: 125–130
- 6 Gao F, Feng X H, Zheng Y J. Advanced photoacoustic and thermoacoustic sensing and imaging beyond pulsed absorption contrast. *J Opt*, 2016, 18: 074006
- 7 Beard P. Biomedical photoacoustic imaging. *Interf Focus*, 2011, 1: 602–631
- 8 龚小竞, 孟静, 陈健桦, 等. 生物医学光声成像技术及其临床应用进展. *集成技术*, 2013, 2: 53–59
- 9 曾礼漳, 杨思华, 邢达. 光声成像技术及其医学应用进展. *华南师范大学学报(自然科学版)*. 2016, 48: 9–15
- 10 Cao Y, Hui J, Kole A, et al. High-sensitivity intravascular photoacoustic imaging of lipid-laden plaque with a collinear catheter design. *Sci Rep*, 2016, 6: 25236
- 11 刘广东, 张业荣. 乳腺癌检测的三维微波热声成像技术. *物理学报*, 2011, 60: 074303
- 12 黄林. 用于乳腺癌检测的微波热声成像技术研究. 博士学位论文. 成都: 电子科技大学, 2015
- 13 Song J, Zhao Z, Wang J, et al. Evaluation of contrast enhancement by carbon nanotubes for microwave-induced thermoacoustic tomography. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2015, 62: 930–938
- 14 Dewantari A, Jeon S Y, Kim S, et al. Analysis of microwave-induced thermoacoustic signal generation using computer simulation. *J Electromagn Eng Sci*, 2016, 16: 1–6
- 15 Feng X H, Gao F, Zheng Y J. Magnetically mediated thermoacoustic imaging toward deeper penetration. *Appl Phys Lett*, 2013, 103: 083704
- 16 Feng X H, Gao F, Zheng Y J. Modulatable magnetically mediated thermoacoustic imaging with magnetic nanoparticles. *Appl Phys Lett*, 2015, 106: 153702
- 17 Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *Phys Med Biol*, 1996, 41: 2231–2249
- 18 王侃, 董秀珍, 付峰, 等. 基于电阻抗扫描的乳腺组织阻抗频谱特性测量实验. *生物物理学报*, 2008, 24: 474–480
- 19 Qiao G F, Wang W, Duan W, et al. Bioimpedance analysis for the characterization of breast cancer cells in suspension. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2012, 59: 2321–2329
- 20 徐桂芝, 杨硕, 李颖, 等. 电阻抗断层成像技术综述. *河北工业大学学报*, 2004, 33: 35–40
- 21 杨琳, 徐灿华, 付峰, 等. 一种基于加权频差阻尼最小二乘的准静态EIT算法. *仪器仪表学报*, 2013, 34: 1879–1885
- 22 肖理庆, 王化祥. 基于聚类电阻层析成像静态图像重建算法. *仪器仪表学报*, 2016, 37: 1258–1266
- 23 刘国强. 磁声成像技术. 北京: 科学出版社, 2014. 138–156
- 24 陈晶, 刘国强, 夏慧. 基于LabVIEW的感应式磁声成像系统的设计. *电工电能新技术*, 2015, 34: 76–80
- 25 王世刚, 游敏娟, 常亮, 等. 电流注入式磁声耦合成像技术仿真研究. *中国医学物理学杂志*, 2016, 33: 72–75
- 26 风天宏. 正交各向异性磁共振电阻抗成像问题的唯一性. *吉林大学学报(理学版)*, 2012, 50: 945–948
- 27 李刚, 陈瑞娟, 郝丽玲, 等. 基于环形电极的开放式MREIT三维重建. *仪器仪表学报*, 2012, 33: 2263–2268
- 28 Sajib S Z K, Kim J E, Jeong W C, et al. Reconstruction of apparent orthotropic conductivity tensor image using magnetic resonance electrical impedance tomography. *J Appl Phys*, 2015, 117: 104701
- 29 IEEE. IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 kHz to 300 GHz. IEEE Std C95.1, 1999 Ed. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc., 1999. 1–73
- 30 Xu Y, Feng D Z, Wang L V. Exact frequency-domain reconstruction for thermoacoustic tomography. I. Planar geometry. *IEEE Trans Med Imag*, 2002, 21: 823–828
- 31 计钟, 娄存广, 杨思华. 三维微波热声成像系统及早期乳腺肿瘤检测研究. *激光生物学报*, 2012, 21: 465–469
- 32 黄欣. 注入电流式磁声成像的基础研究. 博士学位论文. 北京: 中国科学院大学, 2013
- 33 Wang S, Ma R, Zhang S, et al. Translational-circular scanning for magneto-acoustic tomography with current injection. *Biomed Eng Online*, 2016, 15: 10

Reconstruction of acoustic source in applied current thermoacoustic imaging

YANG YanJu^{1,3}, XIA ZhengWu¹, LI YanHong^{1,2}, XIA Hui¹, LIU GuoQiang^{1,2} & YAN XiaoHeng¹

¹ *Institute of Electrical Engineering, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China;*

² *School of Electronic, Electrical and Communication Engineering, University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;*

³ *School of Electronic and Electrical Engineering, Chongqing University of Arts and Sciences, Chongqing 402160, China*

In order to realize the detection of inner deep information of biological tissue, Applied Current Thermoacoustic Imaging (ACTAI) is introduced in this paper. ACTAI is a medical imaging method to reflect the conductivity information of biological tissue with ultrasonic signals as the transmitting medium. Firstly, in this paper, the principle of ACTAI is studied. When an s width Gauss pulse current is applied to an object, the object absorbs Joule heating and causes to send signals. The time reversal algorithm was used to process the detected signals and reconstruct the acoustic sources, which reflects the conductivity information of biological tissue. Secondly, low conductivity ellipsoidal and complex model were used as the simulation objects. And the finite element analysis was used to simulate the forward and inverse problem of ACTAI. The acoustic source of the models was reconstructed. At last, an experiment set on ACTAI was established to detect and collect the acoustic signals from the gel phantom. The acoustic sources distribution of the gel phantom was reconstructed. The simulation and experimental results revealed that ACTAI could effectively reconstruct acoustic source images and reflect the conductivity distribution of the model. In a word, the study can provide a better theoretical and experimental basis for ACTAI applied to biological tissue.

current applied, pulse current, thermoacoustic signal, low conductivity, inverse problem, reconstruction of acoustic source

doi: 10.1360/N092017-00251