

基于组织电阻抗差异的磁声电检测技术

戴思捷¹, 周 癸², 丁鹤平², 郭各朴², 马青玉²

(1. 南京师范大学强化培养学院, 江苏 南京 210023)

(2. 南京师范大学物理科学与技术学院, 江苏 南京 210023)

[摘要] 磁声电(MAE)检测是一种基于超声传播和霍尔效应的多物理场耦合新技术,利用磁场中带电粒子超声振动所产生的电势信号来实现生物组织电阻抗差异的测量. 本文基于换能器的振动传播和组织电导率分布,推导了导电组织内 MAE 信号的解析公式,并利用强指向性换能器进行了公式简化. 利用三层电导率突变组织模型进行了数值模拟,结果表明检测到的 MAE 波簇由组织边界产生,其振动幅度和极性反映了超声传播方向上电导率梯度的大小和方向. 建立了一个 MAE 测量实验系统,对多层凝胶组织模型进行了实验测量,所采集的 MAE 信号和模拟结果高度一致. 理论和实验结果证明,所提出的磁声电检测技术能测量组织边界的电导率梯度,反映超声传播路径上的电阻抗差异,为该技术在生物组织电导率的无损检测和成像提供了新方法.

[关键词] 磁声电检测, 电阻抗差异, 生物组织, 电导率梯度

[中图分类号] O426.9 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1001-4616(2018)01-0035-07

Magneto-Acousto-Electrical Detection Technology Based on Electrical Impedance Variation of Tissues

Dai Sijie¹, Zhou Yan², Ding Heping², Guo Gepu², Ma Qingyu²

(1. Honors College, Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China)

(2. School of Physics and Technology, Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China)

Abstract: Magneto-acousto-electrical (MAE) measurement is a recently developed technology based on the coupling of ultrasound transmission and Hall Effect with the interaction among the magnetic, acoustic and electrical fields. With the detected MAE signal generated by the acoustic vibration of charged particles in magnetic field, the conductivity difference at conductivity boundaries can be measured. For the acoustic vibration in biological tissues with conductivity variation, the analytical formula of the MAE signal is derived and also simplified for a strong directional transducer. Numerical simulations are conducted for several 3-layer conductive models, and prove that the wave clusters in MAE signal are generated at the conductivity boundary with the amplitude and polarity reflecting the value and the direction of conductivity gradient. With the established the MAE system, experimental measurements are performed for multi-layer gel models and the collected MAE signals agree well with the simulations. The favorable results demonstrate that the conductivity difference along the acoustic transmission path can be detected accurately with the conductivity gradient of the MAE technology, which suggests the application potential in noninvasive electrical impedance detection and biomedical imaging.

Key words: magneto-acousto-electrical measurement, conductivity difference, biological tissues, conductivity gradient

研究表明正常生物组织在低频条件(<1 MHz)下的电导率约为 $0\sim 0.5$ S/m,而发生病变时其电导率会产生明显的变化^[1]. 实验证明乳腺癌组织比周围正常组织的电导率高很多,其电导率还因病变程度而改变^[2-3],因此正常和病变组织之间的电导率差异可以被用作组织病变程度检测的一种敏感指标,尤其对早期癌症和浸润性癌症更为有效. 同时,和声阻抗相比,生物组织具有超过 300% 的电阻抗相对变化,可以实现较高对比度的检测和成像,生物组织的电阻抗测量有利于病变组织的早期检测. 近些年来,生物组织的电阻抗检测技术不断完善,其中得到广泛应用的是电阻抗层析成像技术(electrical impedance

收稿日期:2017-11-06.

基金项目:国家自然科学基金(11474166、11604156)、江苏省自然科学基金(BK20161013)、中国博士后科学基金(2016M591874)、江苏高校优势学科建设项目.

通讯联系人:马青玉,博士,教授,研究方向:电子技术、信息处理和声学. E-mail: maqingyu@njnu.edu.cn

tomography, EIT)^[4-6], 但由于测量需要大电流注入, 同时由于组织绝缘的影响和电极数量的限制, 重建图像的空间分辨率较低, 其实际应用^[7]也受到限制.

Han Wen 基于霍尔效应提出了霍尔成像技术方法 (Hall effect imaging, HEI)^[8-9], 通过电磁声的相互作用, 实现了声信号和电信号的检测和成像. 磁声成像技术 (Magnetoacoustic Tomography, MAT) 通过电极给静磁场中的导电组织注入电流, 在电磁感应的作用下产生组织振动, 并通过换能器接收到的声信号实现电阻抗检测. 为了避免电流注入, Xu 和 He 首先利用脉冲磁场激励所产生的感应电流实现 MAT, 提出了磁感应磁声层析成像技术 (magnetoacoustic tomography with magnetic induction, MAT-MI)^[10-12]. 另外基于静磁场中运动的导电物体会产生动生电动势的基本原理, 利用超声激励导电组织内带电粒子的振动所形成的电势差, 利用电极测量随传播时刻而改变的脉冲电信号, 可以获得物体内部的电阻抗分布特性, 产生了基于磁声电耦合的磁声电成像技术 (magneto-acoustic-electrical tomography, MAET)^[13-15]. MAET 技术不需要高强度的脉冲磁场激励, 同时高频声辐射可以提高空间分辨率. Grasland-Mongrain^[16] 用平面活塞换能器激励和平板电极接收的实验装置对明胶和猪肉模型进行了实验. Tseng 和 Roth^[17] 对各向异性生物组织所产生的电信号进行了公式的推导. 但是, 基于互易定理的 MAET 算法不能满足组织电阻抗实时监测的要求, 在试验中还存在信噪比较低和空间分辨率不足的问题.

本文基于生物组织的电阻抗差异提出了一种磁声电 (MAE) 检测技术, 通过超声传播和霍尔效应的多物理场耦合, 利用磁场中带电粒子的超声振动所产生的电压信号实现生物组织电阻抗差异的测量. 基于换能器的振动传播和组织的电导率分布, 推导了导电组织内 MAE 信号的基本解析公式, 并利用强指向性换能器进行了公式简化. 对三层电导率突变组织模型的数值模拟表明, MAE 信号波簇由组织电导率边界产生, 其振动幅度和极性反映了超声传播方向上电导率梯度的大小和极性. 制作了 MAE 测量实验系统, 用平面活塞换能器激发超声, 用一对银制平板电极测量 MAE 信号, 对多层凝胶组织模型进行了实验测量, 获得和模拟结果一致的实验结果, 进一步证明磁声电检测技术能获得组织边界的电导率梯度, 反映超声传播路径上的电阻抗差异. 本研究为磁声电检测技术在生物组织电导率的检测和成像提供了新方法, 在生物医学工程领域有着巨大的应用前景.

1 原理和方法

磁声电检测系统的原理图如图 1 所示. 将电导率分布为 $\sigma(z)$ 的立方体实验模型放置于静磁场 $B_0 = B_0 \hat{x}$ 中, 静磁场均匀分布且覆盖整个组织. 两块平板电极分别固定在模型的顶部和底部用于 MAE 信号. 用一个脉冲正弦信号 $s = \sin(\omega t)$ ($0 < t < T$) 驱动平面活塞换能器, 激发沿 z 方向传播的超声信号. 由于模型存在电导率分布, 会在电极上产生随着传播时刻变化的 MAE 电压信号. 为了简化理论分析, 假设媒质为均匀的理想流体, 声波传播没有能量损失; 同时由于声压很小, 整个传播过程近似为线性声学 and 电学问题. 其中声场声压满足波动方程^[18]

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0, \quad (1)$$

式中, ∇^2 是拉普拉斯算符, p 是声压, c_0 是介质中的声速. 根据组织的运动方程得到密度为 ρ_0 介质中质点的振动速度为 $\mathbf{v} = -(1/\rho_0) \int \nabla p dt$ ^[18].

在柱坐标系中, 换能器表面上位于 $(r', \theta', 0)$ 处的点源振动为 $u = u_a \exp(j\omega t)$, 式中 u_a 是振幅, ω 是声波的角频率. 则对半径为 a 平面活塞换能器, 在点 (r, θ, z) 处产生的声压为^[18]

$$p(r, \theta, z) = \frac{jk\rho_0 c_0 u_a}{2\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^a \frac{e^{j(\omega t - kR)}}{R} r' dr' d\theta', \quad (2)$$

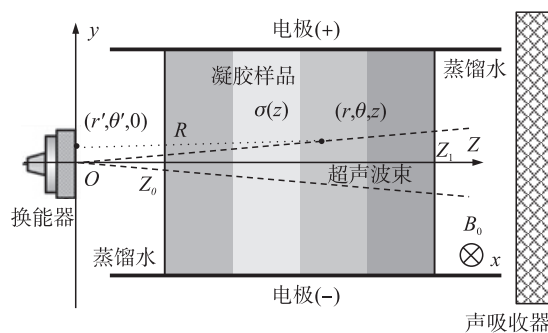


图 1 磁声电成像装置原理图

Fig. 1 Schematic diagram of the MAE measurement system

式中, $k=\omega/c_0$ 为波数, r' 是声源的积分半径, R 是点 $(r', \theta', 0)$ 到点 (r, θ, z) 的距离, 得到 (r, θ, z) 的质点振动速度^[18]

$$\mathbf{v} = -\frac{1}{j\omega\rho_0} \nabla p = -\frac{1}{\rho_0} \int_0^t \nabla p dt. \quad (3)$$

在声波的激励下, 带电粒子以速度 \mathbf{v} 振动, 如其带电量为 q , 则在静磁场 \mathbf{B}_0 的作用下, 带电粒子受到垂直于 \mathbf{v} 和 \mathbf{B}_0 的洛伦兹力 $\mathbf{F}=q\mathbf{v}\times\mathbf{B}_0$ 作用, 会在 y 方向偏转从而在电极之间形成电电场 $\mathbf{E}=\mathbf{v}\times\mathbf{B}_0$. 由样品内的电导率分布 $\sigma(z)$ 可以得到相应的电流密度^[19-20]

$$\mathbf{J}(z, t) = \sigma(z) [\mathbf{v}\times\mathbf{B}_0]. \quad (4)$$

由于电极放置在 y 方向, 而静磁场 \mathbf{B}_0 沿 x 方向, 因此只有 \mathbf{v} 沿 z 方向的分量 $v_z = -\frac{1}{j\omega\rho(r, z)} \frac{\partial p}{\partial z} = -\frac{1}{\rho(r, z)} \times \int_0^t \frac{\partial p}{\partial z} dt$ 对式(4)起作用, 可以得到 $J_y(z, t) = \sigma(z) E_y(t) = \sigma(z) v_z B_0$. 在密度均匀的介质中, $\rho(r, z)$ 简化为 ρ_0 , 考虑到电极的信号采集系数 β ^[21], 则 MAE 信号可以表示为

$$V(t) = \beta R_E B_0 \int_0^w \int_0^z \sigma(r, z) v_z dz dr = \xi \int_0^w \int_0^z \sigma(r, z) \int_0^t \frac{\partial p}{\partial z} dt dz dr, \quad (5)$$

式中, $\xi = -\beta R_E B_0 / \rho_0$, 模型电阻 $R_E = \int_{z_0}^{z_1} [1/\sigma(z)] dz$, w 是超声传播到 z 处的有效辐射半径, 设定为声压衰减 50% (-6 dB) 的半径^[22]. 将式(2)代入到方程(5), 经过进一步的分解, 得到

$$V(t) = \xi' \int_0^w \int_0^t \sigma(r, z) \int_0^{2\pi} \int_0^a \frac{e^{j(\omega t - kR)}}{R} r' dr' d\theta' \Big|_0^z dt dz - \xi' \int_0^t \int_0^w \int_0^z \left(\int_0^{2\pi} \int_0^a \frac{e^{j(\omega t - kR)}}{R} r' dr' d\theta' \right) \frac{\partial \sigma(r, z)}{\partial z} dr dt dz, \quad (6)$$

式中, $\xi' = \xi j k \rho_0 c_0 u_a / (2\pi)$ 是由系统决定的常数. 由于正弦激励的直流分量为零, 声波脉冲响应的净动量为零^[13], 因此得到 MAE 信号为

$$V(t) = -\xi' \int_0^w \int_0^z \frac{\partial \sigma(r, z)}{\partial z} dz dr \left[\int_0^t \int_0^{2\pi} \int_0^a \frac{e^{j(\omega t - kR)}}{R} r' dr' d\theta' dt \right]. \quad (7)$$

如果在极坐标中只考虑沿 z 方向的电导率分布, 式(7)简化为

$$V(t) = -\xi' \int_0^w dr \int_0^z \frac{\partial \sigma(z)}{\partial z} dz \left[\int_0^t \left(\int_0^{2\pi} \int_0^a \frac{e^{j(\omega t - kR)}}{R} r' dr' d\theta' \right) dt \right]. \quad (8)$$

根据平面活塞换能器的辐射特性 $|2J_1(kasin\theta)/(kasin\theta)|$ ^[18], 其中 $J_1(x)$ 为一阶贝塞尔函数, a 为换能器的半径, θ 为辐射角. 可以看出 $ka=2\pi fa/c$ 决定了换能器的指向性. 实验所用换能器半径 $a=20$ mm, 中心频率 $f=0.5$ MHz, $ka=41.9 \gg 1$, 波束的主瓣很窄, 指向性增强, 可以认为是轴线传播的单向辐射^[23-24], 声波主瓣中声振动所产生的 MAE 信号远远大于旁瓣所产生的 MAE 信号, 可以忽略旁瓣的影响. 换能器近场和远场的临界点为 $z_g = a^2/\lambda$ 处, 在该处换能器产生的声压最大. 在换能器声场远场不考虑声压波动条件下, MAE 信号为

$$V(t) = \eta \exp[-\alpha(z-z_g)] \int_0^z \frac{\partial \sigma(z)}{\partial z} dz \otimes R(t), \quad (9)$$

式中, η 是由系统参数决定的磁声电转换系数, \otimes 是卷积符号, $t=z/c_0$ 是传播时间. 通过组织模型的轴向声压分布 $\sigma(z)$, 传播衰减系数 α 和换能器的脉冲响应 $R(t)$, 就可以计算得到 MAE 电压信号.

2 数值仿真

仿真计算中采用实验换能器和组织模型的实际参数. 假设组织模型浸没于电导率为零的蒸馏水中, 环境温度 20 °C, 静磁场的磁场强度为 0.25 T, 水和组织中的声速均为 1 500 m/s, 组织密度为 1 000 kg/m³, 激励声压 0.1 MPa. 换能器的直径和中心频率分别为 40 mm 和 0.5 MHz, 得到其远场临界距离 $z_g \approx 133$ mm, 其声压近似 $\exp[-\alpha(z-z_g)]$, 其中 $\alpha \approx 0.000 5 \text{ mm}^{-1}$. 换能器 $z=150$ mm 处径向声压分布如图 2(a) 所示, 其声辐射能力主要集中在 $w=8.7$ mm 的区域, 主瓣声压远大于旁瓣声压. 设定激励波形 $s(t)$ 为单周期的脉冲正弦信号, 换能器的脉冲响应 $R(t)$ 为 3 个周期的衰减振荡波簇, 则系统传递函数 $W(t)$ 为如图 2(b) 所示的波簇.

如图 1 所示,实验组织模型是一个 $50\text{ mm}\times 50\text{ mm}\times 50\text{ mm}$ 的立方体,浸没在电导率 $\sigma_w=0\text{ S/m}$ 的蒸馏水中,起始放置在 $z_0=150\text{ mm}$ 处. 组织模型沿 z 方向分为 4 层,其电导率 $\sigma(z)$ 分别为 0.3 S/m 、 1 S/m 、 0.4 S/m 和 0.6 S/m ,其分布如图 3(a) 所示. 通过电导率对 z 求导数,得到如图 3(b) 所示的电导率在 z 方向的梯度,在沿声传播方向的 5 个组织边界上产生 5 个明显的突变(A, B, C, D 和 E),其位置对应电导率边界的距离,其大小和极性分别表示电导率梯度的幅值和极性. 根据式(9),利用卷积计算得到 MAE 信号如图 3(c) 所示,对应组织边界上的电导率梯度脉冲和系统传递函数的卷积产生了 5 个波簇,其幅度和振动方向分别代表了沿超声传播方向上组织边界电导率梯度的绝对大小和极性.

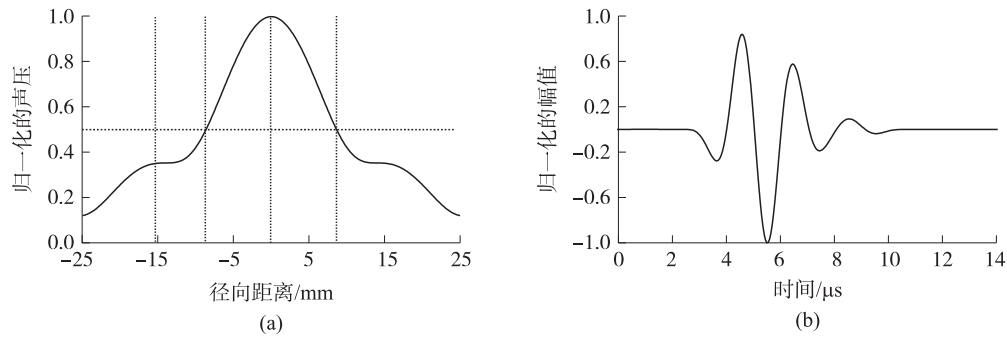


图 2 (a) 换能器在 $z=150\text{ mm}$ 处的归一化径向声压分布, (b) 系统传递函数的波形 $W(t)=R(t)\otimes s(t)$
Fig. 2 (a) Normalized radial pressure distribution of the transducer at $z=150\text{ mm}$, and (b) the waveform of the system transfer function

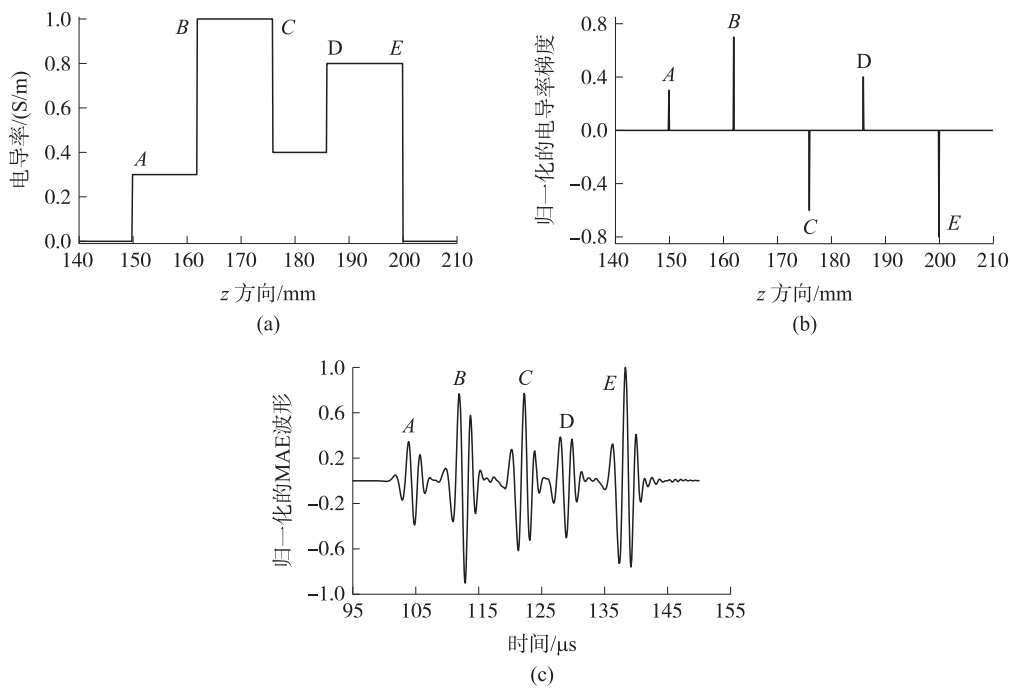


图 3 (a) 组织模型沿 z 方向的电导率分布, (b) 沿 z 方向归一化的电导率梯度, (c) 模拟得到的 MAE 信号的波形
Fig. 3 (a) 1-D conductivity distribution and (b) the normalized conductivity gradient of the cubic tissue model along the z direction, and (c) the simulated waveform of the collected signal of the MAE voltage

3 实验测量

组织模型的 MAE 信号实验系统结构如图 4 所示. 两块相距 80 mm 的钕铁硼永磁体 ($100\text{ mm}\times 100\text{ mm}\times 50\text{ mm}$) 分别固定在组织模型的顶部和底部,在组织模型的范围内存形成磁场强度 0.25 T 的静磁场,其方向沿 x 方向,垂直于超声传播的 z 方向. 为了提高信号接收的灵敏度,通过增加电极的面积来减少接触电阻,并通过片状电极来增强电流传播的均匀度. 在实验组织模型前后面分别放置一块银制平板电极,用来采集沿 y 方向的 MAE 信号. 函数发生器 (Agilent 33220A) 输出单周期脉冲正弦信号 ($V_{pp}=1\text{ V}$, $f=500\text{ kHz}$, 重复频率

100 Hz),由宽带功率放大器(E&I 2200L)放大后驱动一个平面活塞换能器(直径 $a=40$ mm,中心频率 $f=500$ kHz)激发超声信号.两个前后放置的电极采集到 MAE 信号,经低噪前置放大器(NF SA-230F5)放大后接入自制的带通滤波器(30 dB,中心频率 500 kHz,带宽 200 kHz),滤波后经过可调后置放大器(60 dB,NF 5307)进一步放大,最后由数字示波器(Agilent DSO9064A)进行采样和记录.

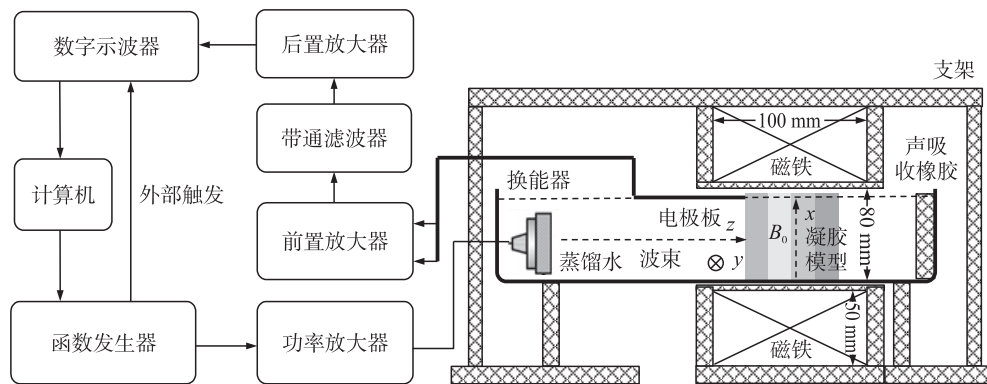


图4 实验系统框图

Fig. 4 Sketch map of the MAE measurement system

实验所用的组织模型采用溶胶-凝胶法^[25]制备,其声学特性和生物组织相似.制备过程中,首先取 10 g 丙烯酰胺(C_3H_5NO)放入烧杯,并加蒸馏水搅拌溶解,再取 0.05 g 过硫酸铵($(NH_4)_2S_2O_8$)和 0.3 g N'-亚甲基双丙烯酰胺($C_7H_{10}N_2O_2$),依次加入并搅拌溶解,制成 100 mL 溶液;然后加入适量的氯化钠搅拌,调整其电导率,再加入 0.2 mL 的四甲基乙二胺催化凝结;最后用阻抗分析仪(Agilent 4294A)检测样品的电导率.

实验中首先制备了 1 个边长 50 mm 的单一凝胶立方体组织模型(电导率约为 2 S/m),放置在 $z_0=150$ 和 180 mm 处.利用两个电极板采集 MAE 信号,并由数字示波器进行 256 次平均和记录,其结果如图 5 所示.可以明显看到两个振动极性相反的波簇,分表对应组织模型前后表面的电导率差异.第一个波簇的起始时间约为 100 μs 和 120 μs ,准确反映了模型的位置.两个图中前后波簇的间隔时间都约为 27 μs ,体现了组织模型中两个表面之间的传播时间.利用样品前后表面的距离 50 mm 计算得到样品中的声速约为 1 850 m/s.

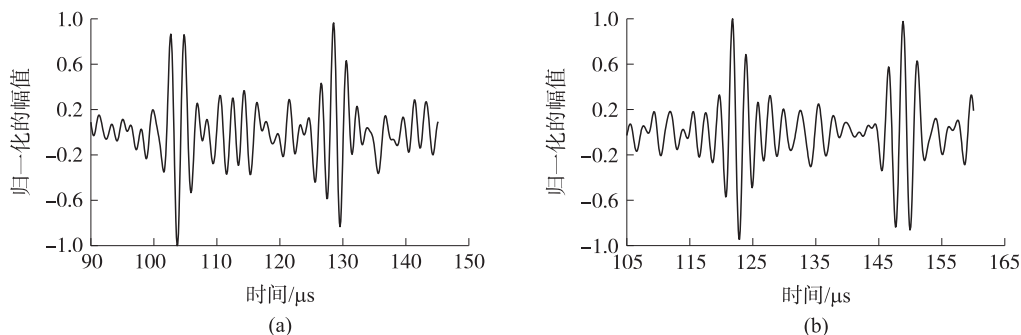


图5 单一凝胶立方体组织模型在起始位置分别为(a)150 mm 和(b)180 mm 时所采集的 MAE 信号

Fig. 5 MAE signals collected by the electrodes for the cubic phantom of single gel located at the start distances of (a) 150 mm and (b) 180 mm

然后制作了 1 个三层凝胶的组织模型来进行 MAE 信号的测量.模型的底层厚度 15 mm,电导率 2 S/m;在底层凝胶凝结后,再制备中层凝胶,其厚度 20 mm,电导率 0.05 S/m,并用亚甲基蓝做颜色标记.最后制备顶层凝胶,其厚度为 15 mm,电导率 2 S/m.三层凝胶模型如图 6(a)所示,声波从底层凝胶处置入射,依次经过 A,B,C 和 D 4 个分界面.实验测得水的实际电导率为 0.05 S/m,则界面上的电导率变化分别为 0.05→2 S/m(A 和 C),2→0.05 S/m(B 和 D).基于 MAE 信号测量的基本原理和组织模型的电导率分布,所测量的 MAE 信号应该包含 4 个波簇,分别对应了 4 个电导率边界,其时间由组织模型的具体位置决定.实验测量结果如图 6(b),能明显分辨出 A、C、D 3 个电导率分界面上产生的波簇,其起始时间分别为 112 μs 、132 μs 和 141 μs .波簇 A 和 C 振动极性相同,与波簇 D 相反,表明在界面 A 和 C 处电导率的变化

方向与 D 处相反. 在分层凝胶组织模型的制作过程中, 底层和中层凝胶较早完成, 离子运动的时间更长, 因而界面 B 更模糊, 图 6(a) 的边界扩散度可以证明界面 B 粒子运动较多, 电导率梯度较小, 波簇强度较低, 因此界面 B 处的波簇不明显.

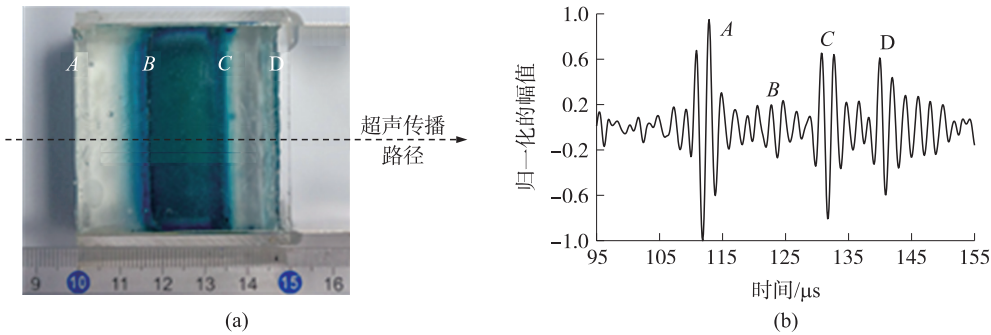


图 6 (a)3 层的凝胶样品, 和(b)电极所采集到的 MAE 信号

Fig. 6 (a) Picture of the 3-layer gel phantom model, and(b) the MAE signal collected by the electrodes

为减小因离子运动造成的边界模糊和电导率梯度减小, 在制备过程中用绝缘的保鲜膜将两层凝胶隔开, 而制备的凝胶组织模型的厚度和电导率和图 6 中的模型相同. 由于保鲜膜的厚度远小于声波波长, 可以忽略声阻抗不匹配的影响. 制备的组织模型如图 7(a) 所示, 界面 B 和 C 很清晰, 其宽度也基本一致, 没有明显的扩散现象. 实验测量到的 MAE 信号如图 7(b) 所示, 4 个边界上的波簇都能明显分辨, 波簇 A 和 D 的时间间隔为 $27\text{ }\mu\text{s}$, 与凝胶前后表面距离 50 mm 相吻合. 波簇 A 和 C 的振动极性与波簇 B 和 D 相反, 说明其电导率变化方向相反. 因为声波到界面 A 传播距离更短, 声压衰减更小, 因此波簇 A 的振幅比波簇 D 大. 此外, 凝胶组织模型的底层和顶层与水之间没有保鲜膜隔开, 因此与水之间产生离子运动, 使电导率梯度减小, 因而波簇幅值降低; 由于界面 B 和 C 处有不导电的保鲜膜, 电导率梯度保持不变, 因此波簇 B 和 C 的振幅比 A 稍大.

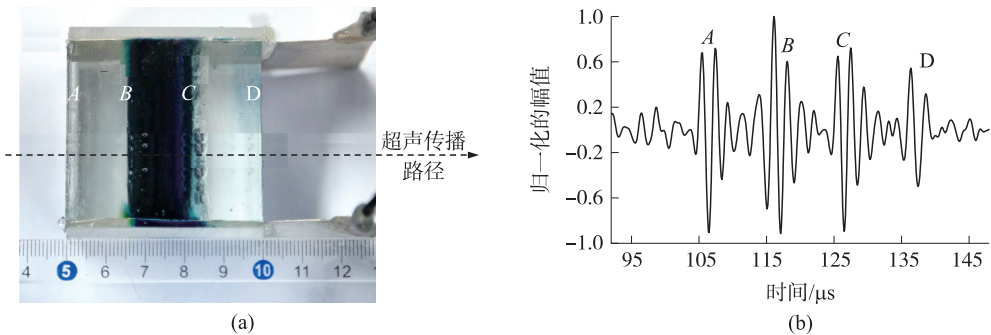


图 7 (a) 加入保鲜膜的三层凝胶组织模型, (b) 电极所采集到的 MAE 信号

Fig. 7 (a) Picture of the 3-layer gel phantom model isolated with preservative films, and(b) the MAE signal collected by the electrodes

4 结论

本文基于磁声电的相互作用, 利用磁场中超声传播中的带电粒子的振动, 对具有电阻抗差异的组织模型进行了 MAE 检测技术的理论和实验研究. 通过换能器的振动传播特性推导了导电组织内 MAE 信号的解析公式, 并利用强指向性换能器进行了公式化简. 数值模拟证明 MAE 波簇由组织边界上产生, 其振动幅度和极性反映了超声传播方向上的电导率梯度大小和极性. 建立了 MAE 测量实验系统, 通过加盐凝胶组织模型的实验测量, 所采集的 MAE 信号和模拟结果高度吻合, 理论和实验结果证明, 所提出的磁声电检测技术可以获得组织边界的电导率梯度, 反映超声传播路径上的电阻抗梯度, 为磁声电技术在生物组织电导率的无损检测和成像中的应用提供了理论和实验基础. 为了获得较大的电导率梯度和信噪比较强的边界波簇, 目前还是使用电阻抗突变的组织模型开展实验. 对于电阻抗渐变模型, 需要改进实验系统, 获得更强的超声激发和更灵敏的 MAE 信号, 才能实现生物组织和病变组织电阻抗变化的测量.

[参考文献]

- [1] GABRIEL C, PEYMAN A, GRANT E H. Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz [J]. *Physics in medicine and biology*, 2009, 54(16): 4 863–4 878.
- [2] SUROWIEC A J, STUCHLY S S, BARR J R, et al. Dielectric properties of breast carcinoma and the surrounding tissues [J]. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 1988, 35(4): 257–263.
- [3] JOSSINET J. The impedivity of freshly excised human breast tissue [J]. *Physiological measurement*, 1998, 19(1): 61–75.
- [4] METHERALL P, BARBER D C, SMALLWOOD R H, et al. Three-dimensional electrical impedance tomography [J]. *Nature*, 1996, 380(6 574): 509–512.
- [5] PAULSON K, LIONHEART W, PIDCOCK M. Optimal experiments in electrical impedance tomography [J]. *IEEE transactions on medical imaging*, 1993, 12(4): 681–686.
- [6] HARTOV A, LEPIVERT P, SONI N, et al. Using multiple-electrode impedance measurements to monitor cryosurgery [J]. *Medical physics*, 2002, 29(12): 2 806–2 814.
- [7] PAULSEN K D, MOSKOWITZ M J, RYAN T P, et al. Initial experience with EIT as a thermal estimator during hyperthermia [J]. *International journal of hyperthermia (the official journal of European society for hyperthermic oncology North American hyperthermia group)*, 1996, 12(5): 593–594.
- [8] HAN W, SHAH J, BALABAN R S. Hall effect imaging [J]. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 1998, 45(1): 119–124.
- [9] HAN W. Volumetric Hall effect tomography—a feasibility study [J]. *Ultrasonic imaging*, 1999, 21(3): 186–200.
- [10] XU Y, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) [J]. *Physics in medicine and biology*, 2005, 50(21): 5 175–5 187.
- [11] MA Q, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction: a rigorous theory [J]. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 2008, 55(2): 813–816.
- [12] MA Q, HE B. Investigation on magnetoacoustic signal generation with magnetic induction and its application to electrical conductivity reconstruction [J]. *Physics in medicine and biology*, 2007, 52(16): 5 085–5 099.
- [13] WEN H, BENNETT E, SHAH J, et al. An imaging method using the interaction between ultrasound and magnetic field [J]. *Proceedings of the IEEE ultrasonics symposium*, 1997, 2(2): 1 407–1 410.
- [14] HAIDER S, HRBEK A Y. Magneto-acousto-electrical tomography: a potential method for imaging current density and electrical impedance [J]. *Physiological measurement*, 2008, 29(6): S41–S50.
- [15] RENZHIGLOVA E, IVANTSIV V, XU Y. Difference frequency magneto-acousto-electrical tomography (DF-MAET): application of ultrasound-induced radiation force to imaging electrical current density [J]. *IEEE transactions on ultrasonics ferroelectrics and frequency control*, 2010, 57(11): 2 391–2 402.
- [16] MONTALIBET A, JOSSINET J, MATIAS A. Scanning electric conductivity gradients with ultrasonically-induced Lorentz force [J]. *Ultrasonic imaging*, 2001, 23(2): 117–132.
- [17] TSENG N, ROTH B J. The potential induced in anisotropic tissue by the ultrasonically-induced Lorentz force [J]. *Medical and biological engineering and computing*, 2008, 46(2): 195–197.
- [18] 福建春. 声学原理 [M]. 北京: 科学出版社, 2012.
- [19] AMMARI H, GRASLAND M P, MILLIEN P, et al. A mathematical and numerical framework for ultrasonically-induced Lorentz force electrical impedance tomography [J]. *Journal de mathématiques pures et appliquées*, 2014, 103(6): 1 390–1 409.
- [20] GRASLAND M P, DESTREMPES F, MARI J M, et al. Acousto-electrical speckle pattern in Lorentz force electrical impedance tomography [J]. *Physics in medicine and biology*, 2015, 60(9): 3 747–3 757.
- [21] KUNYANSKY L. A mathematical model and inversion procedure for magneto-acousto-electric tomography [J]. *Inverse problems*, 2011, 28(3): 35 002–35 022.
- [22] SU H, GUO G M Q, TU J, et al. Noninvasive treatment efficacy monitoring and dose control for high-intensity focused ultrasound therapy using relative electrical impedance variation [J]. *Chinese physics B*, 2017, 26(5): 054302.
- [23] LI Y, GUO G, MA Q, et al. Deep-level stereoscopic multiple traps of acoustic vortices [J]. *Journal of applied physics*, 2017, 121(16): 164 901.

(下转第 49 页)

- graphene[J]. Phys Rev Lett,2011,107(25):1-9.
- [41] HU J,ALICEA J,WU R,et al. Giant topological insulator gap in graphene with 5d adatoms[J]. Phys Rev Lett,2012,109(26):266 801-266 805.
- [42] CASTRO NETO A H, GUINEA F. Impurity-induced spin-orbit coupling in graphene.[J]. Phys Rev Lett,2009,103(2):026804-026807.
- [43] WANG H,PI S T,KIM J,et al. Possibility of realizing quantum spin Hall effect at room temperature in stanene/ $\text{Al}_2\text{O}_3(0001)$ [J]. Phys Rev B,2016,94(3):035112-035126.
- [44] MA Y,DAI Y,NIU C,et al. Halogenated two-dimensional germanium;candidate materials for being of quantum spin Hall state[J]. Journal of materials chemistry,2012,22(25):12 587-12 591.
- [45] WANG Y,SHENG Y,YANG A,et al. Edge states in graphene:from gapped flat-band to gapless chiral modes[J]. Phys Rev Lett,2008,102(102):096801-096804.
- [46] FUJITA M,NAKADA K,WAKABAYASHI K,et al. Peculiar electronic state on graphite edge;finite size effect on graphite[C]// Meeting of the Physical Society of Japan. The Physical Society of Japan. Japan,1996.
- [47] HUBBARD J. Electron correlations in narrow energy bands[J]. Proc R Soc London A,1963,276:238-257.
- [48] 王雪梅,刘红. 锯齿型石墨烯纳米带的能带研究[J]. 物理学报,2011,60(4):047102-047112.
- [49] LIU H,HU B,LIU N. The opposite induced magnetic moment in narrow zigzag graphene nanoribbons[J]. Phys Lett A,2016,380(44):3 738-3 742.
- [50] STAROSTIN E L,GH V D H. The shape of a Möbius strip[J]. Nature material,2007,6(8):563-567.
- [51] LU Y,ZHAO S,ZHANG Y,et al. Valley-polarized insulating states in zigzag silicene nanoribbons[J]. Materials research express,2014,1(4):045009-045019.
- [52] LU Y,LU W,LIANG W,et al. Energy splitting and optical activation of triplet excitons in zigzag-edged graphene nanoribbons[J]. Phys Rev B,2013,88(16):608-613.

[责任编辑:顾晓天]

(上接第 41 页)

- [24] ZHOU Y,WANG J,SUN X,et al. Transducer selection and application in magnetoacoustic tomography with magnetic induction[J]. Journal of applied physics,2016,119(9):094903.
- [25] TAKEGAMI K,KANEKO Y,WATANABE T,et al. Polyacrylamide gel containing egg white as new model for irradiation experiments using focused ultrasound[J]. Ultrasound in medicine and biology,2004,30(10):1 419-1 422.
- [26] WANG J,ZHOU Y,SUN X,et al. Acoustic source analysis of magnetoacoustic tomography with magnetic induction for conductivity gradual-varying tissues[J]. IEEE transactions on biomedical engineering,2016,63(4):758-764.

[责任编辑:顾晓天]