

# 基于激光诱导超声换能器的磁声电成像研究

丁广鑫<sup>1,2</sup>, 夏慧<sup>1\*</sup>, 刘国强<sup>1</sup>, 李元圆<sup>1,2</sup>, 王丽丽<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>中国科学院电工研究所, 北京 100190;

<sup>2</sup>中国科学院大学, 北京 100049

**摘要** 生物组织的电学特征对肿瘤的早期诊断具有重要意义。通过测量样品的洛伦兹力效应,磁声电成像可以检测到生物组织电导率的变化,从而实现肿瘤组织的早期诊断。现有的磁声电成像采用传统的压电超声换能器产生超声激励,为了避免静磁场对超声激励系统的干扰,这种方法要求压电超声换能器必须远离被测样品,从而导致超声探头和被测样品间存在较大的超声传播距离,不利于在临床中进一步研究。首先设计了基于光声热弹效应的激光诱导超声换能器,这种光学超声换能器采用优化的炭黑和聚二甲硅氧烷复合结构,减小了复合膜厚度,有望产生高频和高强度超声信号;然后对优化的复合膜激光诱导超声换能器的超声特性进行分析,并利用激光诱导超声换能器进行磁声电成像实验。结果表明:激光诱导超声换能器产生的超声信号具有与压电换能器产生的超声信号可比的压强幅度和超声带宽,-6 dB 超声带宽接近 7.5 MHz,产生的超声强度达到 2.5 MPa;在磁场环境中,激光诱导超声换能器能提供一种无电子结构的超声激励方式,有效减小了磁声电成像中超声激励源的电磁干扰,具有良好的电磁兼容特性。

**关键词** 生物光学;磁声电成像;激光诱导超声换能器;光声换能器;复合纳米薄膜

中图分类号 O439

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201845.1007001

## Magneto-Acousto-Electrical Tomography Based on Laser-Induced Ultrasound Transducers

Ding Guangxin<sup>1,2</sup>, Xia Hui<sup>1\*</sup>, Liu Guoqiang<sup>1</sup>, Li Yuanyuan<sup>1,2</sup>, Wang Lili<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Institute of Electrical Engineering, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China;

<sup>2</sup>University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

**Abstract** Electrical characteristics of biological tissues are significant for early diagnosis of tumor tissues. Through detecting the Lorentz force effect of the samples, magneto-acousto-electrical tomography is confirmed to have ability to implement early diagnosis of tumor tissues with recognition of changes in electrical conductivity of organisms. In all previous work on magneto-acousto-electrical tomography, incident ultrasonic pulses are generated from conventional piezoelectric transducers. To avoid the electromagnetic interference to the ultrasonic excitation system, the piezoelectric transducer is required to be placed far away from the detected sample. However, the long distance of ultrasonic propagation between the ultrasonic transducer and the sample limits further clinical research. Firstly, laser-induced ultrasound transducers based on photoacoustic effect are proposed. The optic ultrasonic transducers are polymer-nanomaterial composites formed by carbon black and polydimethylsiloxane, which are promising to generate high-frequency and high-intensity ultrasonic signals through decreasing the thickness of composite films. The acoustic fields generated by optimized laser-induced ultrasound transducers are then characterized, and laser-induced ultrasound transducers are applied in the magneto-acousto-electrical tomography experiment. The results indicate that the output pressure and bandwidth of the ultrasonic signals generated by the laser-induced ultrasound transducers are similar to or better than those generated by the piezoelectric transducers. -6 dB frequency bandwidth and acoustic intensity of the laser-induced ultrasound transducers are measured to be about 7.5 MHz and 2.5 MPa, respectively. Due to the absence of electronics and metal in the laser-induced ultrasound transducers, acoustic sources generated by the laser-induced ultrasound transducers are compatible with magneto-acousto-

收稿日期: 2018-04-02; 修回日期: 2018-04-27; 录用日期: 2018-05-04

基金项目: 国家自然科学基金(61771448,61271424)、中国科学院科研装备研制项目(YZ201507);中国科学院青年创新促进会人才项目(2017179)

\* E-mail: xiahui@mail.iee.ac.cn

electrical tomography and insensitive to electromagnetic interference.

**Key words** biotechnology; magneto-acousto-electrical tomography; laser-induced ultrasound transducer; photoacoustic; transducer nanocomposite film

**OCIS codes** 220.4241; 160.4236; 170.7170; 110.5125

## 1 引 言

超声换能器广泛应用于工业无损检测<sup>[1-2]</sup>、生物医学诊断<sup>[3]</sup>和疾病治疗<sup>[4]</sup>等方面。磁声电成像(MAET)<sup>[5-8]</sup>是一种新型的生物医学影像技术,超声换能器在其中发挥着重要作用。MAET技术出现于20世纪90年代末,它结合了超声成像的高分辨率和电阻抗成像的高对比度特性,是一种多物理场耦合的成像方式,避免了单一物理场成像的物理局限性。它的工作原理为:超声脉冲在成像体中传播时会引起超声传播路径上目标体中离子的振动,在静磁场环境下,振动的离子受到洛伦兹力作用而引起电荷分离,从而在目标体中形成局部电场。由于正常组织与病变组织之间的电导率存在较大差异,因此电荷分离产生的局部电场也会有明显不同。通过在成像体周围放置接收电极或感应式线圈可以检测到变化的电信号,从而可以重构样品的不同电阻抗分布图像。将传统的压电超声换能器作为MAET激励源时,在强磁场环境下会对电接收系统造成严重的电磁干扰,因此必须保证压电超声换能器与被测目标体之间保持3~5 cm的耦合距离<sup>[5-7]</sup>,这严重限制了MAET的进一步发展。相较于传统的压电超声换能器,将脉冲激光转换成脉冲超声的激光诱导超声(LIU)换能器<sup>[9-12]</sup>,因其本身的非电子器件特性而具有磁设备兼容和无电磁干扰等优点。此外,LIU换能器还具有与压电超声换能器可比或比其更大的声压和超声频谱带宽,这为强电磁环境下MAET探测深度和成像分辨率的提高提供了可能。

基于光声原理的LIU换能器是目前研究的热点<sup>[9-12]</sup>。为了获得较高的光声转换效率,这种光致超声换能器通常由具有高光热转换效率和高热膨胀系数的材料制备而成。当脉冲激光照射光吸收材料后,光能会瞬时转化成热能,导致周围介质的温度上升<sup>[13-14]</sup>。局部温度的瞬时升高会引起热弹性材料瞬时膨胀,从而在材料中产生脉冲超声。根据光声效应<sup>[15]</sup>,这种光致超声换能器产生的脉冲超声频率与辐射的激光脉冲频率直接相关。因此,产生的脉冲超声的频谱宽度可以达到脉冲激光的频谱宽度。这意味着,如果使用超快脉冲激光,就可以获得纳秒级的超声脉冲宽度。

LIU换能器作为一种新型超声换能器,近几年来得到了快速发展。为了提高超声转换效率和超声的频带宽度,研究人员在超声增强介质材料方面进行大量的研究<sup>[9-12]</sup>。聚二甲基硅氧烷(PDMS)具有较大的热膨胀系数(约为 $3 \times 10^{-4} \text{ C}^{-1}$ )<sup>[9-10,16]</sup>和相对简单的制备方法<sup>[9-12]</sup>,常被用作热弹性材料。各种光吸收材料被广泛研究,范围从金属<sup>[16]</sup>到碳基材料<sup>[9-12]</sup>,包括炭黑(CB)<sup>[9]</sup>、碳纳米管(CNT)<sup>[10]</sup>、还原的氧化石墨烯(RGO)<sup>[11]</sup>、碳纳米纤维(CNF)<sup>[12]</sup>。这些具有高消光系数和光热转换效率的光吸收材料被集成到PDMS中成为光声转换的增强复合材料,表现出优异的LIU特性,具有MPa级的超声压力和MHz级的超声频谱带宽。这些LIU换能器常被应用于多种生物医学研究<sup>[17-19]</sup>,为基于超声技术的医学诊断和治疗提供了新手段。Zou等<sup>[17]</sup>开发出了基于复合金纳米粒子的光纤光声换能器,通过浸渍涂布法在光纤末端涂上金纳米粒子和PDMS复合物,获得了猪肉组织的超声图像。Baac等<sup>[18]</sup>利用气相沉积法(CVD)设计出CNT-PDMS复合膜的光致聚焦超声换能器,产生的聚焦超声负压可以通过气蚀使生物组织微裂化。这种高强度的超声能量可以用于肿瘤的消融或通过超声溶解血栓,显示出了LIU换能器在治疗应用中的潜力。Noimark等<sup>[19]</sup>使用CNT凝胶-PDMS复合膜制备了基于法布里-珀罗(F-P)光纤传感腔的全光学超声成像探针,并得到了猪肉组织的图像,这种全光学超声探针能够得到宽频带的超声激励,从而得到高分辨率的成像结果,显示出其在临床应用上的潜力。

对于现有的MAET<sup>[5,20-21]</sup>,为了减小压电超声换能器在磁场环境下对电子接收系统的电磁干扰,超声换能器通常被放置于远离目标的位置,这导致了激励声压的衰减和较长的超声耦合距离,限制了其在临床应用中的推广。针对上述问题,本文提出并验证了LIU换能器在MAET中的可行性,优化聚合物薄膜LIU换能器的制备流程,提高CB在PDMS中的分散性,并减小复合膜的厚度。首先,利用旋涂法将CB-PDMS复合溶液涂覆在光学玻璃基底上得到一层复合膜,即LIU换能器,然后表征LIU换能器的超声场特性,最后将这种超声换能器应用于不同电导率目标体的MAET实验中。

## 2 方法与实验

### 2.1 LIU 换能器

超声的光学产生可以通过很多种机制,最常见的是热弹性机制<sup>[22]</sup>。图 1 所示为 LIU 换能器的结构示意图,复合膜中的光吸收材料吸收激光能量并将其转化为热能,薄膜中的热膨胀材料 PDMS 吸收热能后发生瞬时热膨胀,从而产生超声波。在本研究中,PDMS 溶液通过质量比为 10:1 的预聚物和固化剂(Sylgard 184 型,美国 Dow Corning 公司)混合得到,CB(Raven 1000 Ultra 型,美国 Columbian Chemicals 公司)的平均粒径为 40 nm,具有高结构特征。相较于粒径为 25 nm 的 CB(Raven 2500 Ultra 型,美国 Columbian Chemicals 公司),本研究选用的 CB 对油脂类聚合物有较高的吸收分散性。先采用表面活性剂修饰 CB,然后将其分散在二甲苯溶液中,再以 25% 的质量分数混入 PDMS 溶液中,超声处理 2 h,以提高其在溶液中的分散性;然后利用匀胶机(KW-4A/5 型,中国科学院微电子研究所)将 CB-PDMS 混合溶液旋涂到光学玻璃基底上,旋涂转速为 4000 r/min,旋涂时间为 2 min;最后,将预固化的复合膜放置于 70 °C 的恒温箱中,2 h 后得到成型的 LIU 换能器。利用表面轮廓仪(Dektak150 型,美国 Veeco 公司)测得复合膜的厚度为 12 μm,比粒径为 25 nm 的 CB 复合膜厚度减小了 1/2<sup>[9]</sup>。

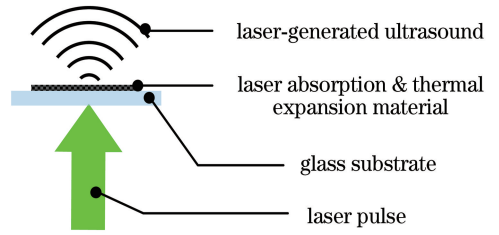


图 1 CB-PDMS 复合膜 LIU 换能器的结构示意图  
Fig. 1 Structural sketch of LIU transducer based on CB-PDMS composite film

### 2.2 LIU 换能器的超声场表征

激光诱导超声产生和表征的实验装置如图 2 所示,LIU 换能器被固定在靠近光学窗口的水环境中。脉宽为 10 ns 且重复频率为 10 Hz 的 532 nm 脉冲激光通过分束器后,其中一束经中性密度滤波片和准直器后照射到复合膜上,另一束通过光电探测器(DET10A2 型,美国 Thorlabs 公司)后作为参考接收信号。采用热电堆功率探测器(J-50MB-YAG 型,美国 Coherent 公司)测量入射激光的能量。水浸式超声探头(V317 型,日本 Olympus 公司)放置在距离 LIU 换能器复合膜 10 mm 的后方,用于测量超声场。光电探测器的参考信号和激光诱导的超声信号传输到示波器或数据采集系统。激光诱导超声表征的测量分为 3 部分:1)激光诱导的超声信号强度与入射激光能量的关系;2)产生的超声信号在轴向距离上的变化;3)超声信号在垂直于轴向上的声场分布。

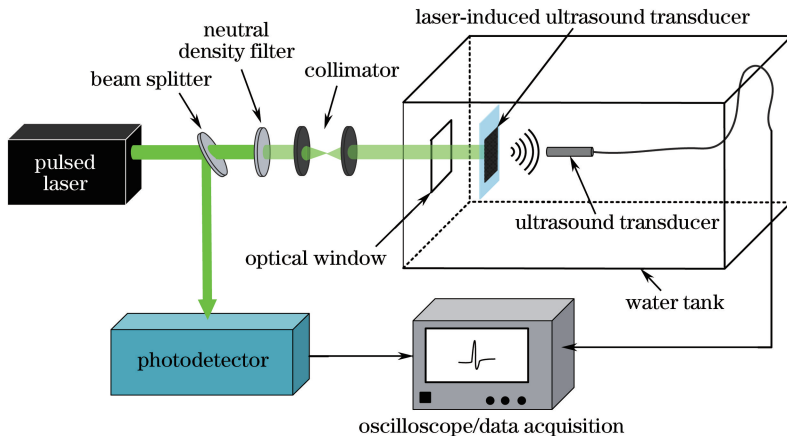


图 2 LIU 换能器超声产生和表征的实验装置

Fig. 2 Experimental setup for ultrasound generation and characterization of LIU transducer

### 2.3 MAET 实验研究

LIU 换能器被应用于不同电导率仿体的 MAET 实验中。基于 LIU 换能器的 MAET 实验装置原理图如图 3 所示。为了对移动台上的样品进

行三维(3D)移动控制,LIU 换能器通过耦合剂贴在样品表面,换能器的另一面接受脉冲激光的照射。固定在样品上下侧的永磁体在样品区域提供磁感应强度为 0.2 T 的静磁场。磁场的方向和 LIU 换能

器激发超声的方向分别沿  $y$  轴和  $z$  轴。2 块平面电极分别放置在样品的前后侧,用来接收沿  $x$  轴方向的电压信号。通过二维(2D)步进电机控制样品进行扫描成像。在每个扫描位置处,超声脉冲在样品中传播引起样品中离子的振动,在洛伦兹力作用下,

磁场中的正负电荷分离形成电场,从而在被测样品电导率变化处产生电信号,这些电信号被贴在样品两侧的电极接收。检测到的微弱电信号通过带通滤波器和低噪声前置放大器后传输到数据采集系统进行进一步处理。

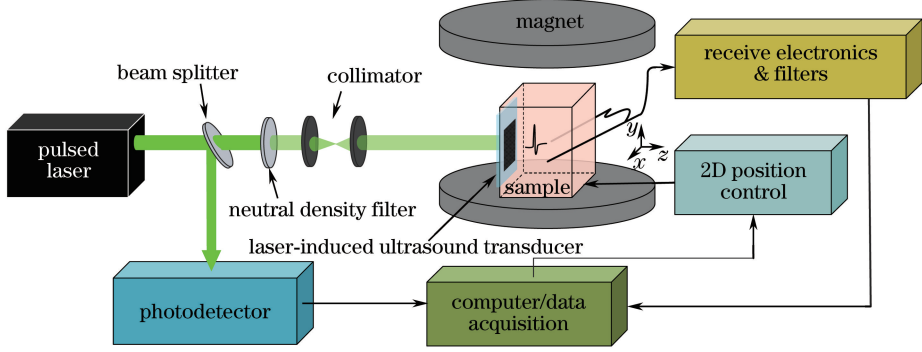


图 3 基于 LIU 换能器的 MAET 实验装置示意图

Fig. 3 Experimental setup schematic for MAET based on LIU transducer

### 3 结果与讨论

#### 3.1 LIU 换能器的声场表征

当激光能量为  $44.34 \text{ mJ/pulse}$  时,复合膜 LIU 换能器的超声信号如图 4(a)所示。声波的热弹性可以通过热传导方程和声压方程<sup>[23]</sup>得到,激光诱导的超声压强<sup>[23]</sup>为

$$p(r, t) = \frac{1}{4\pi} \frac{3B^2 \alpha_L}{\rho c^2} \frac{1}{r} \frac{\partial I}{\partial t}, \quad (1)$$

式中: $B$  为复合膜的体积模量; $\alpha_L$  为复合膜的线性热膨胀系数; $\rho$  为复合膜的密度; $c$  为介质中的声速; $r$  为被测点到 LIU 换能器表面的距离; $t$  为时间; $I$  为照射到复合膜上的总激光能量(高斯波形是最常见的情况)。由(1)式可知,激光诱导的超声压强与入射脉冲激光的导数成比例。本实验选择大粒径(约为  $40 \text{ nm}$ )的 CB 颗粒,减小了复合溶液的黏度,

通过旋涂法得到的光声转化复合膜的厚度约为  $12 \text{ }\mu\text{m}$ 。因低结构特征而选择粒径约为  $25 \text{ nm}$  的小粒径 CB 颗粒,得到的复合膜的厚度约为  $28 \text{ }\mu\text{m}$ 。当复合膜的厚度大于光吸收层时,多余的复合膜变为超声信号传播的阻挡层,这解释了入射脉冲激光转化成更长脉宽超声波形的原因。可能由于较大厚度的复合膜产生的高频超声分量在复合膜中传播时会引起衰减,因此得到的超声信号的脉宽比激光脉宽大,如图 4(a)所示,图中右上方为脉冲激光波形。因此,减小超声脉宽或增加超声频带的一种有效方法是减小光吸收复合层的厚度。利用微纳米加工工艺<sup>[10,16]</sup>可以制造出超薄复合光声转换膜,从而获得更大的超声波带宽。CB-PDMS 复合膜产生的超声信号显示出与其他研究<sup>[10-12,17]</sup>中相类似的规律,这表明在复合膜厚度合理的情况下,产生的超声波脉宽主要由激光脉宽决定。超声信号的频谱如图 4

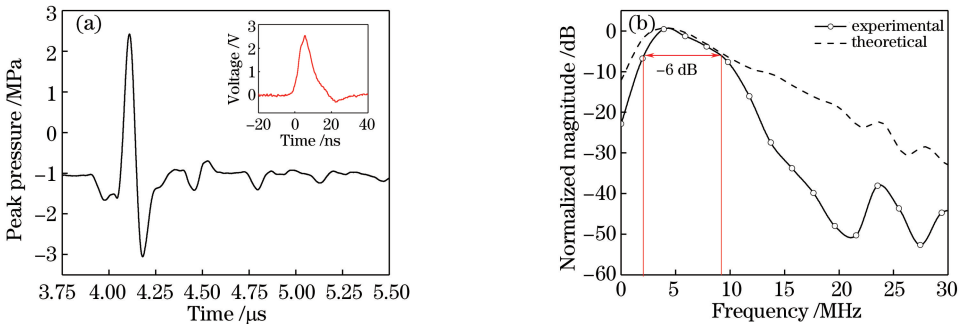


图 4 LIU 换能器产生的(a)超声波形(插图为人射激光波形)和(b)超声频谱

Fig. 4 (a) Ultrasound waveform (inset is profile of laser excitation) and (b) frequency spectra generated from LIU transducer

(b)所示, -6 dB 带宽接近 7.5 MHz。根据(1)式可知, LIU 换能器超声频谱的理论值可以通过激光脉冲的导数的频谱加上接收超声换能器回波响应均方根的频谱求得<sup>[23]</sup>。由图 4(b)可知, 2 条曲线近似吻合, 但在高频部分, 实验值明显小于理论值, 这可能是因为高频超声在水中发生了衰减。另外, 本实验使用的超声换能器的中心频率为 20 MHz, 这也会

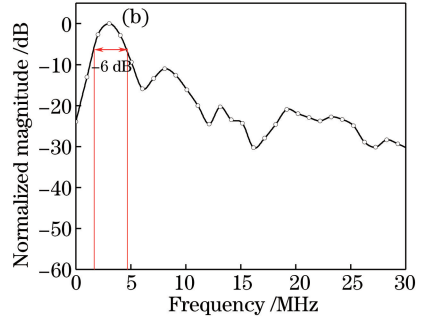
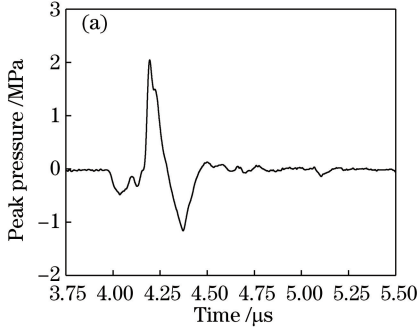


图 5 未改进的 LIU 换能器产生的(a)超声信号和(b)超声频谱

Fig. 5 (a) Ultrasound signal and (b) frequency spectrum generated from unimproved LIU transducer

图 6(a)所示为当激光入射能量为 27.36 mJ/pulse 时, 测量到的超声信号的声压分布。由图 6(a)可知, 随着传播距离增加, 衰减增大, 声压幅值随之减小。为了表征激光能量与产生的超声压力幅度之间的关系, 测量不同激光能量下超声探头在 6 mm 位置处的最大正压, 结果如图 6(b)所示。由图 6(b)可知, 当入射的激光能量超过 50 mJ/pulse 时, 超声峰值压力在接近 2.1 MPa 处达到饱和。当更大的激光能量照射到

显著影响超过该频率范围的频谱的接收。因此, LIU 换能器产生的超声脉宽主要由激光脉宽决定。考虑到光声转换方程, 超声频率可以通过使用更快的激光得以提高。使用小粒径、低结构的 CB 制备的 LIU 换能器得到的超声脉冲信号和频谱如图 5 所示。由图 5 可知, 较厚的复合膜显著抑制了窄脉宽超声信号的产生, 得到了较窄的超声频谱。

聚合物层时, 复合膜就会与玻璃基底脱离, 从而在玻璃与复合膜之间形成真空区域。复合膜中产生的后向超声在遇到大的声阻抗介质(如真空)时, 相位翻转 180°并向相反方向继续传播, 前向超声和相位翻转后的反射超声重叠, 削弱了得到的总声压。为了增大 LIU 换能器的损伤阈值, 下一步考虑对玻璃基底进行修饰, 以增强其与复合膜之间的黏着力, 或者使用 PDMS 作为薄膜基底。

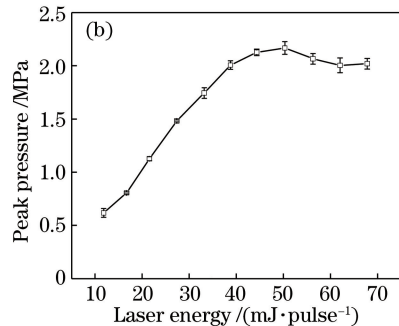
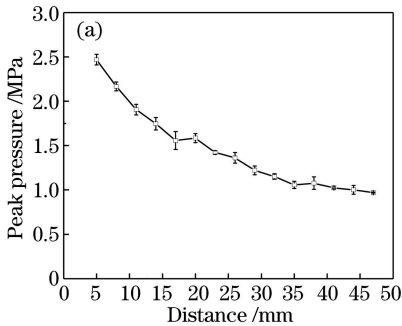


图 6 (a) 复合膜产生的轴向声压分布; (b) 激光诱导的声压与激光能量之间的关系

Fig. 6 (a) Distribution of ultrasound pressure generated by composite film along axial direction; (b) relationship between laser induced ultrasound pressure and laser energy

为了进一步理解由复合膜 LIU 换能器产生的超声场特征, 在距离复合膜 10 mm 处测量产生的声场横向平面的空间分布, 声场轮廓如图 7 所示。每间隔 0.5 mm 采集一次超声信号。由图 7 可知, 超声压力场在声束的中心(也是激光束的中心)处有最大声压值, 并随着半径增大而迅速衰减。

### 3.2 基于 LIU 换能器的 MAET 结果

为了验证开发出的 LIU 换能器的可行性, 设计了 MAET 实验。正常人体组织的电导率为 0.2 S/m, 而肿瘤组织的电导率高出正常值十几倍。为了检测生物体中的肿瘤组织, 本实验测试的样品是一个具有不同电导率的凝胶仿体, 以模拟携带有

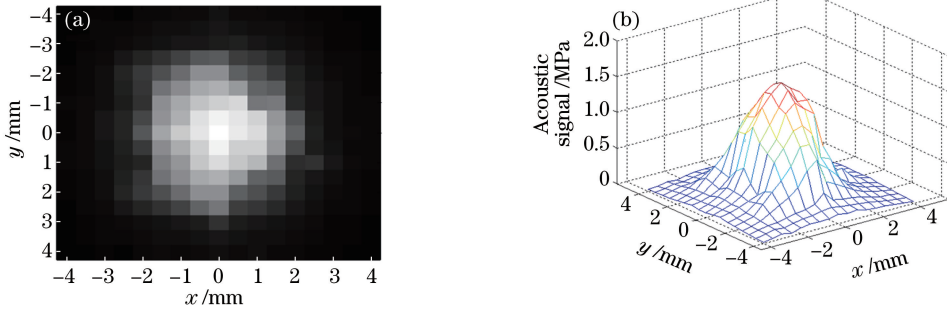


图 7 横向平面上的(a)归一化峰值声压与(b)峰值声压轮廓

Fig. 7 (a) Normalized peak ultrasound pressure and (b) profile of peak ultrasound pressure on lateral plane

肿瘤组织的生物体,仿体的总体积为  $7\text{ cm} \times 3\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ ,中间仿体( $2.5\text{ cm} \times 1\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ )的电导率为  $1\text{ S/m}$ ,可代表肿瘤组织,四周仿体的电导率为  $0.2\text{ S/m}$ ,可代表正常的人体组织,如图 8(a)所示。LIU 换能器产生的超声垂直入射到带有不同电导率的样品上,在洛伦兹力作用下,感应电流的表达式<sup>[24]</sup>为

$$I_x(t) = -\frac{\alpha W B_{0y}}{\delta(x)} \int_s \left[ \frac{d\sigma(z)}{dz} \int_{-\infty}^t p(x,t) dt \right] dS, \quad (2)$$

式中: $s$  为超声传播路径; $S$  为超声辐射面积; $\alpha$  为实际中电极测量到的总电流系数; $\sigma$  为样品的电导率; $B_{0y}$  为静磁场强度; $W$  为超声波束的宽度; $p$  为超声压力; $\delta$  为样品的密度。由(2)式可知,感应电流是超声传播路径上样品电导率的变化值与声压的卷积。当超声传播路径上样品的电导率发生变化时,紧贴样品两端的电极会检测到样品中产生的感应电流,并通过超声传播时间反映样品中电导率变化的位置。如图 8(a)所示,光学产生的超声纵波沿  $z$  轴注入带有不同电导率的仿体中,先后经过  $0.2\text{ S/m}$  的仿体(正常组织)、 $1\text{ S/m}$  的仿体(肿瘤组织)和  $0.2\text{ S/m}$  的仿体(正常组织),因此在超声激励方向上分别出现 4 处电导率变化的界面(包括整个仿体的前后界面,分别接触超声耦合剂和空气,电导率均为  $0\text{ S/m}$ ),仿体的前后界面以及电导率变化的 2 处界面如图 8(a)所示。由(2)式可知:当激励超声从低电导率样品传播到高电导率样品时,在电导率变化界面处[如图 8(a)中的界面 1 和界面 2],电流信号应为负值;而当入射超声从高电导率样品传播到低电导率样品时,在电导率变化界面处[如图 8(a)中的界面 3 和界面 4],电流信号应为正值。复合膜产

生的超声通过耦合剂后分别在 4 处电导率变化的界面处因洛伦兹效应而产生感应电流,贴放在仿体两侧的电极检测到电信号并根据超声传播公式( $x = v \cdot t$ ,其中  $v$  为声速)反映仿体电导率变化的位置。假设声速在仿体中电导率不同的区域近似相同,仿体的重建块扫描(B-scan)图如图 8(b)所示,4 处不连续的电导率界面均被清晰地检测到(在图中标出了相应的编号)。在如图 8(b)所示的重建电导率变化 B-scan 图中可以看到:界面 1 和界面 2 均为负值(颜色较深),分别是注入超声从耦合剂( $0\text{ S/m}$ )到  $0.2\text{ S/m}$  仿体以及从  $0.2\text{ S/m}$  仿体到  $1\text{ S/m}$  仿体传播时检测到的电导率变化处的电流信号;界面 3 和界面 4 均为正值(颜色较浅),分别是激励超声从  $1\text{ S/m}$  仿体到  $0.2\text{ S/m}$  仿体以及从  $0.2\text{ S/m}$  仿体到空气传播时检测到的电导率变化处的电流信号。重建结果与理论值符合。图 8(c)所示为图 8(b)中  $x = 4.0\text{ cm}$  处单个超声激励路径上检测到的磁声电信号,可以更加直观地理解不同电导率的仿体在磁场和超声激励下得到的磁声电信号。图 8(d)所示为压电超声换能器直接贴放在成像体表面激励时采集到的磁声电信号,磁场对压电超声激励系统的影响使得电极接收系统采集到陡升的干扰信号,且其幅值远大于磁声电信号,不能反映仿体电导率变化的位置。为了避免压电超声换能器在磁场下的电磁干扰,现有的磁声电实验均将超声换能器放置于远离磁场的位置。为了减小超声能量的衰减,整个实验系统包括超声激励源、成像体以及接收电极均处于去离子水环境中,增加了实验系统的复杂性,不利于向临床应用中进一步推广。本实验使用的 LIU 换能器是一种无电子结构的超声换能器件,可以贴放在成像体表面,简化了实验设备,减小了实验的复杂性。

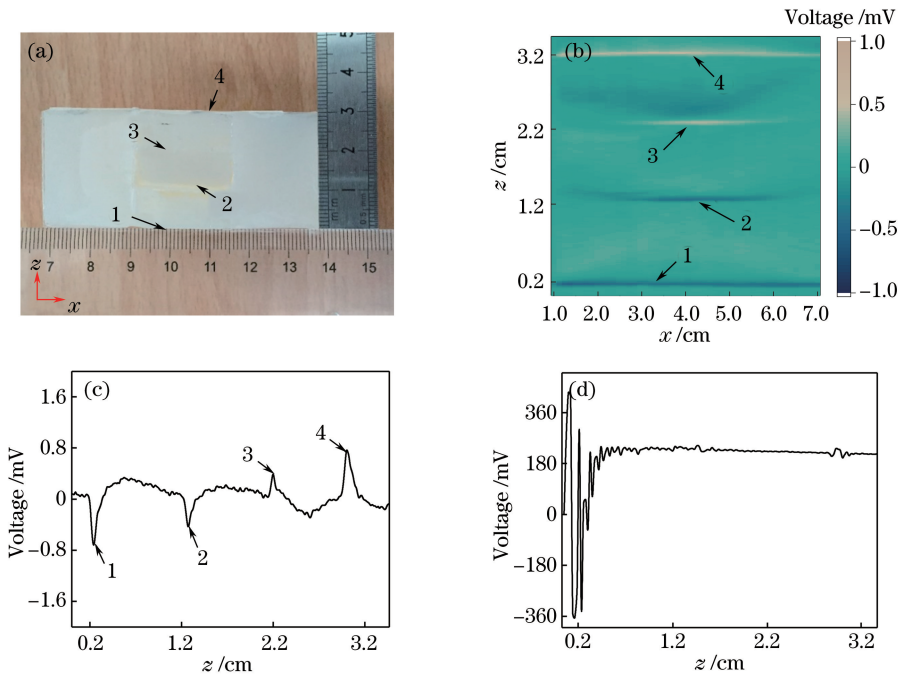


图 8 (a)具有不同电导率仿体的实物图;(b)基于 LIU 换能器的 MAET 测量到的仿体的 B-扫图像;(c)在  $x=4$  cm 处 LIU 换能器激励产生的单个磁声电信号;(d)在  $x=4$  cm 处压电超声换能器激励产生的磁声电信号

Fig. 8 (a) Photo of gel phantom with different conductivities; (b) B-scan image of gel phantom measured by MAET using developed laser-induced ultrasound transducer; (c) individual MAET signal spectrum at  $x=4$  cm generated by the simulation of LIU transducer; (d) MAET signal spectrum at  $x=4$  cm generated by the stimulation of piezoelectric ultrasonic transducer

## 4 结 论

本研究利用光热效应设计开发了无电子系统的 LIU 换能器,该换能器由 CB-PDMS 在光学透明玻璃上形成复合膜而制成。通过对 LIU 换能器的声场特性的表征,验证了该超声换能器的性能。表征结果显示,LIU 换能器的  $-6$  dB 超声带宽接近  $7.5$  MHz,超声压力可达  $2.56$  MPa。将 LIU 换能器应用于 MAET 实验中,对含有不同电导率的仿体进行成像,仿体的电导率变化界面能够清晰地被区别出来。成像结果表明 LIU 换能器有望替代传统的压电超声换能器,验证了 LIU 换能器超声激励的可行性。由于设计出的 LIU 换能器具有高声压、宽频带、无电磁干扰等特性,因此该换能器可以与磁共振成像等医学成像系统融合进行多模态医学影像成像,具有广阔的应用前景。

## 参 考 文 献

[1] Hunter A J, Drinkwater B W, Wilcox P D. Autofocusing ultrasonic imagery for non-destructive testing and evaluation of specimens with complicated geometries[J]. NDT & E International, 2010, 43

(2): 78-85.

[2] le Jeune L, Robert S, Lopez Villaverde E, *et al.* Plane Wave Imaging for ultrasonic non-destructive testing: generalization to multimodal imaging [J]. Ultrasonics, 2016, 64: 128-138.

[3] Tanter M, Fink M. Ultrafast imaging in biomedical ultrasound [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2014, 61(1): 102-119.

[4] Mitragotri S. Healing sound: the use of ultrasound in drug delivery and other therapeutic applications [J]. Nature Reviews Drug Discovery, 2005, 4(3): 255-260.

[5] Guo L, Liu G Q, Xia H. Magneto-acousto-electrical tomography with magnetic induction for conductivity reconstruction [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015, 62(9): 2114-2124.

[6] Zhou Y, Ma Q Y, Guo G P, *et al.* Magneto-acousto-electrical measurement based electrical conductivity reconstruction for tissues [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2017, 65(5): 1086-1094.

[7] Haider S, Hrbek A, Xu Y. Magneto-acousto-electrical tomography: a potential method for imaging current density and electrical impedance [J]. Physiological Measurement, 2008, 29(6): S41-S50.

- [8] Xu Y, Haider S, Hrbek A. Magneto-acousto-electrical tomography: a new imaging modality for electrical impedance [C] // 13th International Conference on Electrical Bioimpedance and the 8th Conference on Electrical Impedance Tomography, August 29 - September 2, 2007, Graz, Austria. New York: Springer, 2007: 292-295.
- [9] Buma T, Spisar M, O'Donnell M. High-frequency ultrasound array element using thermoelastic expansion in an elastomeric film[J]. Applied Physics Letters, 2001, 79(4): 548-550.
- [10] Baac H W, Ok J G, Park H J, *et al.* Carbon nanotube composite optoacoustic transmitters for strong and high frequency ultrasound generation[J]. Applied Physics Letters, 2010, 97(23): 234104.
- [11] Lee S H, Park M A, Yoh J J, *et al.* Reduced graphene oxide coated thin aluminum film as an optoacoustic transmitter for high pressure and high frequency ultrasound generation[J]. Applied Physics Letters, 2012, 101(24): 241909.
- [12] Hsieh B Y, Kim J, Zhu J D, *et al.* A laser ultrasound transducer using carbon nanofibers-polydimethylsiloxane composite thin film[J]. Applied Physics Letters, 2015, 106(2): 021902.
- [13] Shi Y J, Xing D. Study on photoacoustic effect in nanoscale and photoacoustic conversion mechanism of nanoprobe[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(2): 0207026.  
石玉娇, 邢达. 纳米尺度下的光声效应及纳米探针光声转换机制研究[J]. 中国激光, 2018, 45(2): 0207026.
- [14] Wang C, Dong X N, Cai G, *et al.* Photoacoustic elastography for biological tissue[J]. Chinese Journal of Lasers, 2018, 45(3): 0307010.  
王成, 董肖娜, 蔡干, 等. 组织光声弹性成像[J]. 中国激光, 2018, 45(3): 0307010.
- [15] Cox B T, Beard P C. Fast calculation of pulsed photoacoustic fields in fluids using k-space methods [J]. The Journal of the Acoustical Society of America, 2005, 117(6): 3616-3627.
- [16] Hou Y, Kim J S, Ashkenazi S, *et al.* Optical generation of high frequency ultrasound using two-dimensional gold nanostructure[J]. Applied Physics Letters, 2006, 89(9): 093901.
- [17] Zou X T, Wu N, Tian Y, *et al.* Broadband miniature fiber optic ultrasound generator[J]. Optics Express, 2014, 22(15): 18119-18127.
- [18] Baac H W, Ok J G, Maxwell A, *et al.* Carbon-nanotube optoacoustic lens for focused ultrasound generation and high-precision targeted therapy [J]. Scientific Reports, 2012, 2: 989.
- [19] Noimark S, Colchester R J, Blackburn B J, *et al.* Carbon-nanotube-PDMS composite coatings on optical fibers for all-optical ultrasound imaging [J]. Advanced Functional Materials, 2016, 26(46): 8390-8396.
- [20] Xia H, Liu G Q, Zeng X P. Experimental study of magneto-acousto-electrical tomography [C] // 2011 Second International Conference on Mechanic Automation and Control Engineering, July 15-17, 2011, Inner Mongolia, China. Washington, D. C.: IEEE Computer Society, 2011: 1310-1311.
- [21] Guo L, Liu G Q, Xia H, *et al.* Conductivity reconstruction algorithms and numerical simulations for magneto-acousto-electrical tomography with piston transducer in scan mode[J]. Chinese Physics B, 2014, 23(10): 275-282.
- [22] Davies S J, Edwards C, Taylor G S, *et al.* Laser-generated ultrasound: its properties, mechanisms and multifarious applications [J]. Journal of Physics D, 1993, 26(3): 329-348.
- [23] Hou Y, Ashkenazi S, Huang S W, *et al.* Improvements in optical generation of high-frequency ultrasound [J]. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2007, 54(3): 682-686.
- [24] Li Y Y, Liu G Q, Xia H, *et al.* Numerical simulations and experimental study of magneto-acousto-electrical tomography with plane transducer [J]. IEEE Transactions on Magnetics, 2018, 54(3): 5100704.