



基于声学扫描振镜的超声/光声双模态成像技术

胥守振 谢实梦 吴丹 迟子惠 黄林

Ultrasound/photoacoustic dual-modality imaging based on acoustic scanning galvanometer

Xu Shou-Zhen Xie Shi-Meng Wu Dan Chi Zi-Hui Huang Lin

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 71, 050701 (2022) DOI: 10.7498/aps.71.20211394

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.71.20211394>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

基于镂空阵列探头的反射式光声/热声双模态组织成像

Reflection mode photoacoustic/thermoacoustic dual modality imaging based on hollow concave array

物理学报. 2021, 70(10): 100701 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20202012>

基于多路放大器加法电路噪声抑制的热声成像技术

Thermoacoustic imaging based on noise suppression of multi-channel amplifier and additive circuit

物理学报. 2020, 69(24): 240701 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20201036>

用于内窥光学相干层析成像的小型化预标定Lissajous扫描光纤探头

A miniaturized pre-calibration based Lissajous scanning fiber probe for endoscopic optical coherence tomography

物理学报. 2021, 70(15): 150701 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20210151>

基于数字微镜器件的数字线扫描荧光显微成像技术

Digital line scanning fluorescence microscopy based on digital micromirror device

物理学报. 2020, 69(23): 238701 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200908>

铋黄铜中微量元素的高重复频率激光剥离-火花诱导击穿光谱定量分析

Quantitative analysis of trace elements in bismuth brass with high repetition rate laser-ablation spark-induced breakdown spectrum

物理学报. 2021, 70(10): 104206 <https://doi.org/10.7498/aps.70.20202018>

基于多层声速模型的合成孔径超声皮质骨成像

Multi-layer velocity model based synthetic aperture ultrasound imaging of cortical bone

物理学报. 2019, 68(18): 184302 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190763>

基于声学扫描振镜的超声/光声双模态成像技术*

胥守振¹⁾ 谢实梦¹⁾ 吴丹²⁾ 迟子惠²⁾ 黄林^{1)†}

1) (电子科技大学电子科学与工程学院, 成都 611731)

2) (重庆邮电大学光电学院, 重庆 400065)

(2021年7月28日收到; 2021年10月13日收到修改稿)

超声/光声双模态成像技术因其同时兼具超声的高分辨率结构成像和光声的高对比度功能成像优势, 极大地推动了光声成像技术的临床应用推广. 传统超声/光声双模态成像技术多基于超声成像所用阵列探头同时收集光声信号, 系统结构紧凑且无需图像配准, 操作便捷. 但该类设备使用阵列探头和多通道数据采集, 使得其成本较高; 且成像结果易受通道一致性差异影响. 本文提出了一种基于声学扫描振镜的超声/光声双模态成像技术, 该技术采用单个超声换能器结合一维声学扫描振镜进行快速声束扫描, 实现超声/光声双模态成像, 是一种小型化、低成本的双模态快速成像技术. 本文开展了系列仿体和活体成像研究, 实验结果表明: 系统有效成像范围为 15.6 mm, 超声和光声成像 B 扫描速度分别为 1.0 s^{-1} 和 0.1 s^{-1} (光声成像速度主要受制于脉冲激光器重复频率). 基于本文所提技术研究, 有助于进一步推动超声/光声双模态成像技术的临床转化和普及; 也为基于超声信号检测的多模态成像技术提供了一种低成本、小型化和快速声信号检测的参考方案.

关键词: 超声/光声双模态成像, 声学扫描振镜, 低成本, 小型化

PACS: 07.05.Pj, 87.85.Pq, 87.57.-s, 87.57.C-

DOI: 10.7498/aps.71.20211394

1 引言

光声成像的基础是光声效应, 最早由 Bell 于 1880 年发现. 近几十年光声成像技术不断发展, 已经从实验室研究逐步走向临床应用^[1]. 光声成像用脉冲激光作为激励, 当脉冲激光照射组织时, 组织吸收光能并将其转换为热能, 之后产生绝热膨胀, 最终以超声波的形式向外传播信号, 即光声信号; 超声换能器用于接收组织发射的光声信号, 该信号经放大后被数据采集卡采集和存储, 利用重建算法可以得到组织内部的光吸收分布图像. 光声成像的对比度取决于组织的光学特性, 主要是光学吸收特性^[2]. 人体内不同的发色团有不同的吸收峰, 因此光声成像具有较高的特异性和对比度. 同时, 由于

光声信号本质上也是超声信号, 因此光声成像同时兼具了超声成像的高分辨率和光学成像的高对比的优势.

超声成像技术因其优异的结构性成像优势, 已经在临床中得到大量的应用. 而光声成像虽然可以提供高对比的功能性信息, 但其结构性成像能力不如超声成像^[3]. 与此同时, 超声和光声成像均基于接收超声波信号进行成像, 故具有天然的融合潜力. 目前超声/光声双模态成像在生物医学影像领域已经开始大量使用, 比如: 成像关节^[4]、肝脏^[5]、癌前期诊断等方面, 许多研究小组都报道了相关的研究成果. 比如 Wang 研究小组^[6]提出基于超声/光声双模态技术的乳腺癌成像研究, 为乳腺癌分期提供了一种微创方法, 之后其他小组也相继提出利用超声/光声双模态成像检测肺癌^[7]、甲状腺癌^[8]、

* 国家自然科学基金 (批准号: 82071940, 62001075) 和重庆市教育委员会青年基金 (批准号: KJQN20200607, KJQN20200610) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: lhuang@uestc.edu.cn

黑色素瘤^[9]、脑肿瘤^[10]、神经胶质瘤^[11]等. 鉴于超声/光声双模态成像所具有的独特技术优势, 已有一些成熟的商业化产品, 比如 iTheraMedical 公司的 MSOT^[12] 系统、基于 Philips Healthcare 公司的 iU22 系统^[6]、Verasonix 公司的 VevoLAZR^[13] 和 V1^[4] 系统、基于迈瑞公司的 Reaona 7^[8] 等.

同时超声/光声双模态成像系统也有许多研究组都有深入的研究. 其中, Wang 研究组^[14]、宋亮研究组^[15] 分别实现了超声/光声的内窥镜技术、Garcia-Uribe 研究组^[6] 开发了用于无创前哨淋巴结的超声/光声的双模态平台、Oeri 研究组^[16] 报道了一种用于手指成像的混合超声/光声断层扫描系统、Steenbergen 研究组^[17] 开发出了一款超声/光声双模态便携式成像系统. 常见的超声/光声的双模态成像多采用阵列探头的方案, 可以获得大视场、实时的成像, 但该类设备使用阵列探头和多通道数据采集, 使其成本较高 (常见的热声/光声双模态也是如此^[18]), 且成像结果易受通道一致性差异影响. 为实现小型化、高分辨率、低成本的双模态技术, 基于单个超声换能器的快速成像成为一个重要的研究方向. 与基于阵列的超声成像相比, 基于单个超声换能器的成像技术具有成本低、复杂度低、多尺度成像 (可根据分辨率自由更换超声换能器) 的特点. 为了实现 B 扫描 (沿着直线进行扫描, 得到的一个横截面的二维图像), 传统方法多采用机械扫描或者扇形扫描超声探头的方法. 然而, 机械扫描速度较慢, 扇形扫描需要特殊的小重量传感器^[19]. 除此之外, 音圈电机通过电磁铁产生吸力或者斥力驱动电机运动, 具有高速度、快速响应等优良性能, 且体积小重量轻; 但音圈电机载重能力较弱、行程短、并伴有机械振动^[20]. 因此许多研究小组开始探索其他的扫描机制, 其中 MEMS (micro-electro-mechanical system) 光学扫描振镜在快速 OR-PAM (optical resolution-photoacoustic microscopy) 中得到了广泛应用, 通过快速扫描聚焦光斑

可以实现快速的 OR-PAM 成像. 在基于 MEMS 光学扫描振镜的成像系统中, 扫描振镜的转动代替机械扫描, 这种扫描方式相对于传统的机械扫描可减少扫描时间和减小由于机械振动带来的噪声, 并且由于 MEMS 扫描振镜体积较小, 可以进一步缩小成像系统的体积, 有利于小型化. 与此同时, 超声波也可以通过声学扫描振镜进行快速扫描, 实现快速超声和光声成像. 表 1 给出了在光声显微成像中扫描机制的优劣对比^[19,20].

早在 2010 年, Xi 等^[21] 首次将 MEMS 扫描振镜应用于光声成像, 但由于传统的硅基 MEMS 扫描振镜具有脆性和不稳定的镜面支撑结构, 因此并不适合在声耦合介质 (如水) 中工作^[22], 大大限制了其应用范围. 为解决这一问题, Yao 等^[23] 开发了一种 OR-PAM 的专用单轴水浸 MEMS 扫描振镜, 并且采用电磁式驱动, 提高了扫描速度. 更进一步, Kim 研究组^[24] 开发了基于 PDMS (polydimethylsiloxane) 的 2 轴水浸 MEMS 扫描振镜, 并以此为基础, 搭建了多种超声和光声成像系统, 成功应用于超声成像^[19]、光声层析成像^[25] 和光声显微成像^[26–28], 其中以光声显微成像效果最为突出, 实现了小型、快速和实时成像, 在声学分辨率光声显微成像和光学分辨率光声显微成像方面都取得了很大进展. 但目前还未有基于 MEMS 扫描振镜的超声/光声双模态成像的研究, 且 MEMS 要求更小的体积和更高的重复精度, 对工艺要求更高, 价格偏贵, 对于非光声显微成像并不需要这么高精度的扫描振镜. 本文提出了一种基于声学扫描振镜的超声/光声双模态成像技术, 声学扫描振镜尺寸较一般的 MEMS 扫描振镜更大, 精度略低, 可以在水中正常工作, 对超声/光声成像分辨率和成像速度是一种很好的权衡, 同时体积也比较小. 为基于超声信号检测的多模态成像技术提供了一种低成本、小型化和快速声信号检测的参考方案.

表 1 光声显微成像中扫描机制对比

Table 1. Comparison of scanning methods in photoacoustic microscopy imaging.

扫描方式	优点	缺点	应用
传统机械扫描	结构简单	体积大、笨重、成像速度慢	多
扇形扫描	体积小	需要特殊的小重量传感器	少
音圈扫描	体积小、速度快	负载能力弱、扫描范围小	少
扫描振镜扫描	体积小、速度快	需要高精度器件和配准	较多

2 成像系统原理

本文搭建的基于超声/光声的双模态成像系统框图如图 1(a) 示. 系统的工作流程如下: 首先在开发的 Labview (National Instruments, USA) 采集程序中设置好采集的步长和采样深度、采样区域等参数. 其次, 信号源 1 (SPF 120 型数字合成函数发生器, 南京盛普仪器科技有限公司) 产生一定频率和幅值的正弦波/三角波, 一路用于控制扫描振镜, 一路用于触发采集. 信号源 2 (Agilent 33220A, Agilent Technologies, USA) 设置成外触发模式接收来自信号源 1 的触发, 当上升沿来临时产生 N 个脉冲用来触发脉冲发射器接收器 (5073 PR, Olympus NDT Inc., USA) 或者 OPO 脉冲激光器 (脉宽为 4 ns, 重复频率为 20 Hz; Surlite I-20, Continuum, USA) 分别进行超声和光声成像; 脉冲激光通过光纤束输出 (光纤输出端外观尺寸为 $50\text{ mm} \times 60\text{ mm} \times 12\text{ mm}$, 出光口为 $4.0\text{ mm} \times 1\text{ mm}$, 成都尚光科技有限公司), 经过整形后输出光为一矩形光斑, 实验所用脉冲激光能量密度低于 ANSI (American national standards institute safety limit) 规定^[29] 的 20 mJ/cm^2 . 超声回波和光声信号经过声学扫描振镜 (镜面尺寸为 $22.6\text{ mm} \times 15.4\text{ mm}$, SCAN-10-Y, 天津小族光电科技有限公司) 反射后被超声换能器接收 (25 MHz, V324-SU, Olympus, USA), 超声信号经过放大器 (5073 PR, Olympus NDT Inc., USA; 增益为 35 dB) 放大后, 通过 Labview 程序和 NI

5122 数据采集卡 (100 MS/s, 14 Bit, National Instruments, USA) 将数据按照预定参数保存到计算机中. 当完成一个 B 扫描后 Labview 通过移动台控制器 (MC600, 北京卓立汉光仪器有限公司) 控制步进电机 (TSA100, 北京卓立汉光仪器有限公司) 运动, 开始下一个 B 扫描, 最终得到一组三维的图像数据. 超声/光声图像通过基于 Matlab (MathWorks, USA) 编写的最大值投影重建算法重建得到二维最大值投影图像.

该系统所用的声学扫描振镜为一维扫描振镜, 如图 1(b) 所示, 扫描角度与电压成线性相关, 机械偏转角最大为 20° , 光学偏转角为 40° . 固定声学扫描振镜和超声换能器的模具采用 3D 打印 (尺寸为 $80\text{ mm} \times 46\text{ mm} \times 50\text{ mm}$), 如图 1(c) 所示. 在实验时需要用模具将超声换能器和扫描振镜封装固定, 并在内部注入水为耦合剂, 采用 TPU 薄膜封住模具底部, 用橡胶 O 型圈 (NPF10 and NPF16, MiSUMi, USA) 进行固定.

3 实验结果与讨论

在第一组实验中, 实验对象为直径 $350\text{ }\mu\text{m}$ 的银针, 共 7 根平行放置, 相邻银针之间直线距离为 4 mm , 实验时将银针整体倾斜 25° 放置, 计算得出两相邻银针在水平方向间隔 3.62 mm , 在竖直方向间隔 1.69 mm . 实验中将银针两端固定, 在正下方留空 3 mm , 避免底部反射的超声信号对实验结果造成影响.

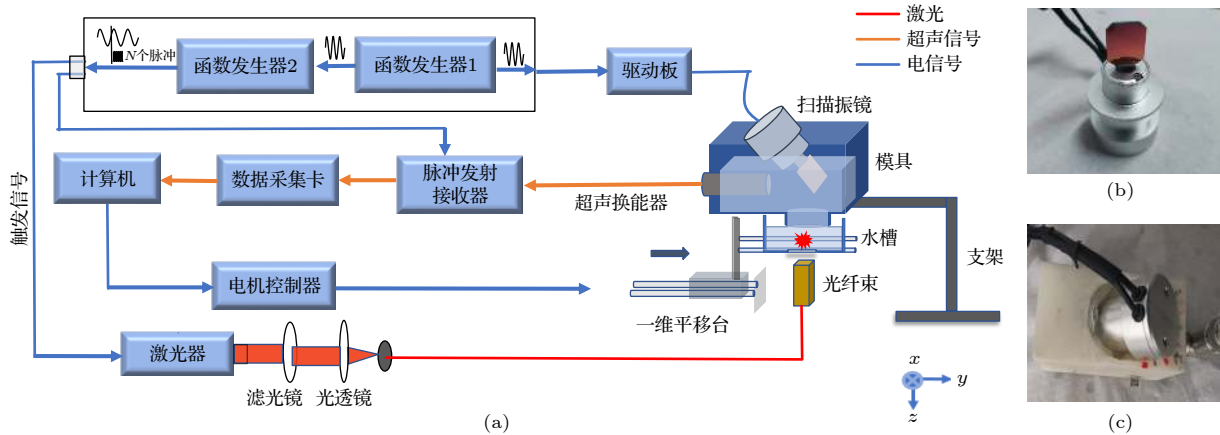


图 1 (a) 超声/光声双模态成像系统框图; (b) 一维声学扫描振镜实物图; (c) 模具实物图

Fig. 1. (a) Schematic of the ultrasound/photoacoustic dual-modality imaging system; (b) photograph of the acoustic scanning galvanometer; (c) picture of the mould.

实验中, 将脉冲发射接收器设置为外触发, 信号源 2 重频设置为 200 Hz, 每秒产生的脉冲数设置成 150, 即每个 B 扫描要采集的 A-line (脉冲激光在一个位置激发的一维光声信号) 数是 150, 由于前 100 个 A-line 数据是对称的, 所以成像时选择第 51—150 的 A-line 信号作为一个完整的 B 扫描进行成像. 选择每秒成像一幅 B 扫描是因为需要给一维步进电机步进运动预留时间. 经过测算, 步进电机从加速起步到减速停止到固定位置所需要的时间大约 200 ms, 故本文所选参数能同时兼顾扫描速度和图像质量. 本文实验中沿 Y 轴方向的步长均为 0.1 mm/步.

系统成像区域理论计算如下: 假设超声换能器到成像物体距离是 l , 扫描振镜最大光学偏转角为 θ , 扫描区域为 d , 计算公式为

$$d = 2 \cdot l \cdot \tan(\theta/2). \quad (1)$$

考虑到系统所用超声换能器焦区为 37—55 mm, 焦距范围内超声换能器到成像物体可调节距离为 18—29 mm, 代入参数, 理论计算扫描区域为 13.1—21.1 mm, 成像区域根据位置有所不同.

图 2(b) 是双模态成像系统扫描的超声成像结果, 图中清晰显示了其中 5 根银针, 经过测量得到 B 扫描的成像区域为 15.6 mm. 成像区域与理论计算值匹配. 图中所示的成像区域为 15.6 mm × 10 mm, 所用时间为 100 s, 即每秒 1 B 扫描. 图像 X 轴即为系统成像区域, 约为 15.6 mm. 同时, 图像中银针间隔并不是均匀的, 这是由于目前最大值投影算法在该系统中存在一定的畸变, 将在后续研究中对算法进行修正.

图 2(c) 是沿图 2(b) 红色虚线的一维信号轮廓图像. 在图 2(c) 中间两根银针信号比两边的信号

稍强一点, 这是因为声学扫描振镜是扇形扫描的方式, 所以只有当扫描到中间位置时, 超声信号反射回来最强, 当扫描到边缘位置时由于换能器孔径角影响使得反射信号强度稍微减弱. 计算得出银针半高宽为 500 μm . 进一步计算^[18]得到系统的超声成像分辨率为 150 μm (声学扫描振镜系统的分辨率主要取决于超声换能器的中心频率和带宽^[20]), 这表明该成像系统能提供大范围高分辨率的超声图像, 且成像速度较快, 成像系统较小. 在医学应用中, 可利用该系统实现局部 B 扫描快速成像. 根据 Wang 研究组^[30]的观点, 光声成像中分辨率与成像深度成 1:200 的关系, 计算得出该系统的成像深度约为 3 cm (分辨率为 150 μm 时).

为验证系统的光声成像能力, 本文开展了超声和光声的双模态实验. 实物图如图 3(a) 所示, 在水槽中分别放置一根直径约为 1 mm 聚乙烯管和一根黑色的头发丝, 头发丝的直径约为 400 μm , 两者平行放置, 间隔为 4 mm (1 号标签是聚乙烯管, 2 号标签是黑色头发丝), 图中用红色虚线标出成像区域, 在设置好参数后对仿体进行超声和光声成像.

超声成像结果如图 3(b) 所示. 超声信号的大小取决于回波信号的强弱, 由于成像仿体的材质不同, 成像结果也有差异. 聚乙烯管的对超声有良好的反射作用, 因此左边聚乙烯管的信号强度大于发丝的信号.

在同样的位置进行光声成像, 脉冲激光的波长设置为 720 nm, 以便在兔耳成像中观察血管. 由于光声信号的强度取决于物体对光的吸收, 黑色头发丝对光有很强的吸收, 而聚乙烯管是乳白色的, 在该波长下几乎不吸收光, 所以产生光声信号较小.

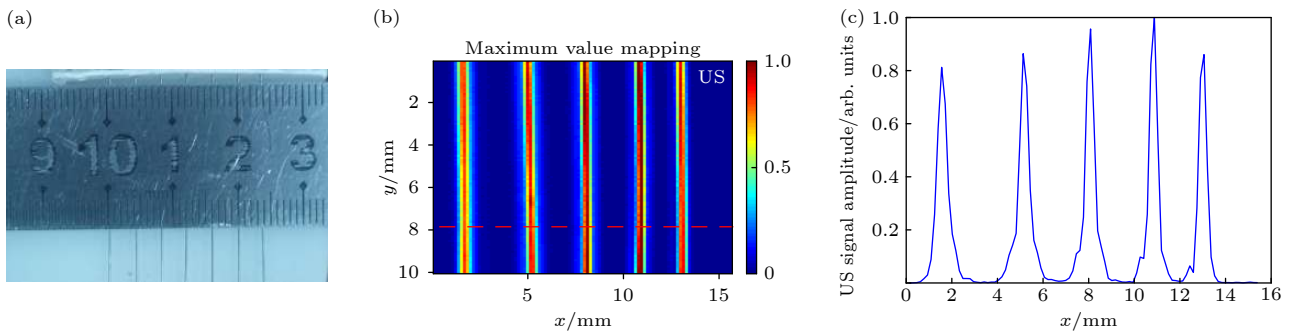


图 2 分辨率和成像区域实验 (a) 银针实物图; (b) 超声实验结果; (c) 沿图 (b) 红色虚线的一维信号轮廓图像

Fig. 2. Resolution and imaging region experiments: (a) Photograph of the silver needles; (b) ultrasound (US) results; (c) one dimensional signal profile along the red dashed line shown in (b).

图 3(c) 所示的光声信号中, 与超声图像中头发丝所在的对应位置处有很强的光声信号, 聚乙烯管并没有产生光声信号, 证实了系统能正常进行光声成像和超声成像.

最后将超声成像和光声成像结果进行叠加融合, 得到图 3(d). 对比图 3(d) 和图 3(b), 发现相比于超声成像, 超声/光声双模态成像对头发丝有较好的成像; 相比图 3(c), 超声/光声双模态成像对聚乙烯管有较好的成像. 该结果验证了超声/光声双模态成像比单独超声或光声成像更具优势. 同时, 实验结果也证明了成像系统能同时成像超声和光声, 且有好的成像效果.

简单结构仿体的成像并不能说明该系统能在

复杂的环境下进行良好成像. 本文模拟了复杂场景下双模态系统的成像能力. 仿体如图 4(a) 所示, 实验对象为 6 根黑色缝纫线, 3 根沿 X 轴水平放置, 另外 3 根沿 Y 轴竖直放置, 夹角成 90° . 竖直放置的缝纫线间隔为 3 mm, 水平放置的缝纫线间隔为 4 mm (实际上间隔可能有略微差异). 缝纫线两端分别用热熔胶固定, X 轴和 Y 轴方向上空间位置并不完全重叠. 红色实线框标注了成像区域, 成像范围为 $15.6 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$.

图 4(b) 的超声成像结果清晰地显示了 6 根缝纫线, 但信号大小有差异, 这是缝纫线本身粗细不均造成的; 沿 X 轴方向信号有一些畸变, 这是后期图像处理时最大值投影算法未经过修正的原因.

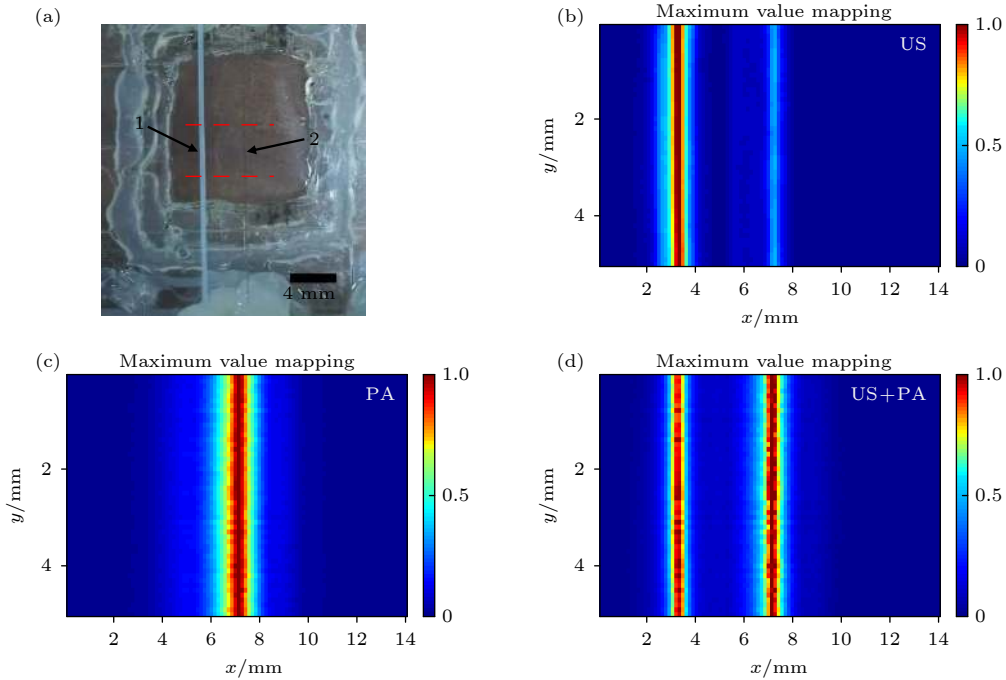


图 3 超声/光声双模态实验结果展示 (a) 实验对象实物图; (b) 超声图像; (c) 光声图像; (d) 超声和光声的双模态图像

Fig. 3. Results of ultrasound/photoacoustic dual-modality experiment: (a) Photograph of experimental subject; (b) image of ultrasound (US); (c) image of photoacoustic (PA); (d) the fused US/PA image.

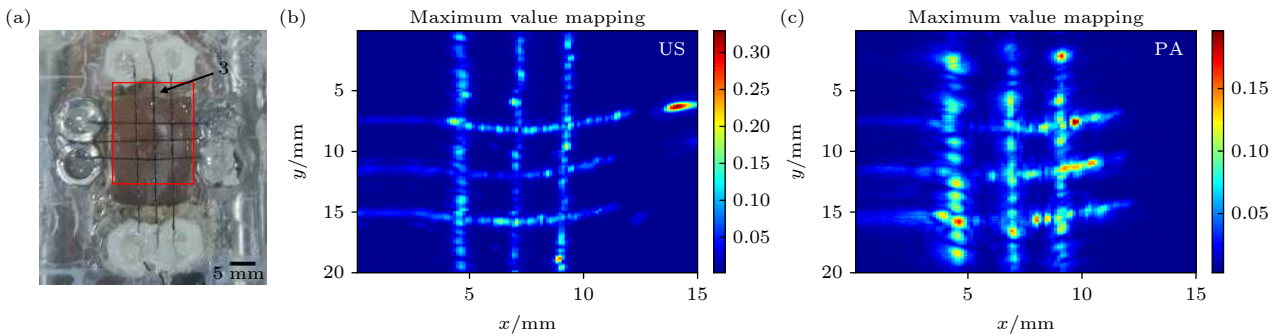


图 4 缝纫线实验结果展示 (a) 实物图; (b) 超声图像; (c) 光声图像

Fig. 4. Experimental results of sewing thread: (a) Photograph of sewing thread; (b) image of ultrasound; (c) image of photoacoustic.

图 4(c) 是光声成像的结果, 同样清晰地显示了 6 根缝线, 缝线的粗细不均也造成了图像上每根缝线信号宽度略有不同, 并且由于光能量分布不均匀使得部分区域信号比较弱. 同图 3(c) 中的光声结果相比, 可以看出光声成像能较好地分辨这些差异性. 同时注意到, 图 4(c) 沿 Y 轴方向的 0—2 mm 处没有明显的光声信号, 这是因为光纤输出的脉冲激光被水槽底部遮挡, 而不是直接通过薄膜照射, 导致能量减弱, 图 4(a) 标签 3 已标出此位置. 总体而言, 超声和光声成像都可以对仿体进行较好的成像, 表明本文所提技术同时进行超声/光声双模态成像的可行性和可靠性.

上述实验通过仿体对本文所提双模态成像技术进行了初步验证, 证明了该系统对简单和相对复

杂的结构均具有双模态成像能力, 为进一步验证本文所提系统的医学应用潜力, 本文进行了兔耳血管活体成像.

实验选取成年雄兔 (新西兰大耳白兔, 3.0 kg, 成都达硕实验动物有限公司) 右耳进行活体成像. 首先对实验兔静脉注射进行麻醉 (剂量为 7.5 mg/kg; 舒泰, 法国维克宠物保健公司), 固定好待成像兔耳. 在进行活体的实验时, 由于水槽较小, 不适合放置兔耳朵, 所以选择将兔耳放置在中间镂空的圆环上, 用胶带封住底边, 在兔耳的上下两侧涂上医用超声耦合剂, 用医用胶带对兔耳进行加固. 脉冲激光器的波长设置为 720 nm, 并选择图 5(a) 红色框区域进行成像. 在图 5(a) 中可看到一条明显的血管和旁边细微血管.

在图 5(b) 所展示的光声成像结果中可看到一根血管, 且有很高的对比度, 不过细微血管的信号却很微弱, 这是由于在成像时兔耳太大, 无法完全放平, 且有部分软组织隆起, 造成成像效果不佳. 相比之下, 超声成像结果不甚理想, 并不能清晰地分辨出血管的存在. 总体来说, 光声对于血管的成像优于超声. 经计算, 该系统的平均信噪比约为 29.4 dB, 虽然比基于光学扫描振镜的 OR-PAM 的信噪比低 ~ 7 dB^[23], 但相比于正常的光声层析成像信噪比却有明显提升.

4 结 论

本文提出了一种基于声学扫描振镜的超声/光声双模态成像系统. 通过仿体实验和活体实验证明了该双模态成像系统的成像能力, 对于小范围的成像有一定的价值, 特别是该成像系统采用了单个超声换能器, 且扫描控制只需要一个扫描振镜和移动电机, 是成本比较低的成像系统. 同时, 只用模具实现小型化、快速化 B 扫描, 也是一种代替阵列探头实现 B 扫描成像的方法. 考虑到热声和光声只是激励有所不同, 实现基于声学扫描振镜的热声成像也将成为可能, 同时有研究表明: 基于加法电路可以降低热声信号的噪声和减少平均次数, 提高成像速度^[31], 进一步证实了基于声学扫描振镜开展超声、光声和热声多模态成像的可行性.

目前本文所述双模态成像系统仍有许多不足, 首先光声成像速度远低于超声, 原因是脉冲激光器的重频限制, 实验所用的脉冲激光器最大重频为

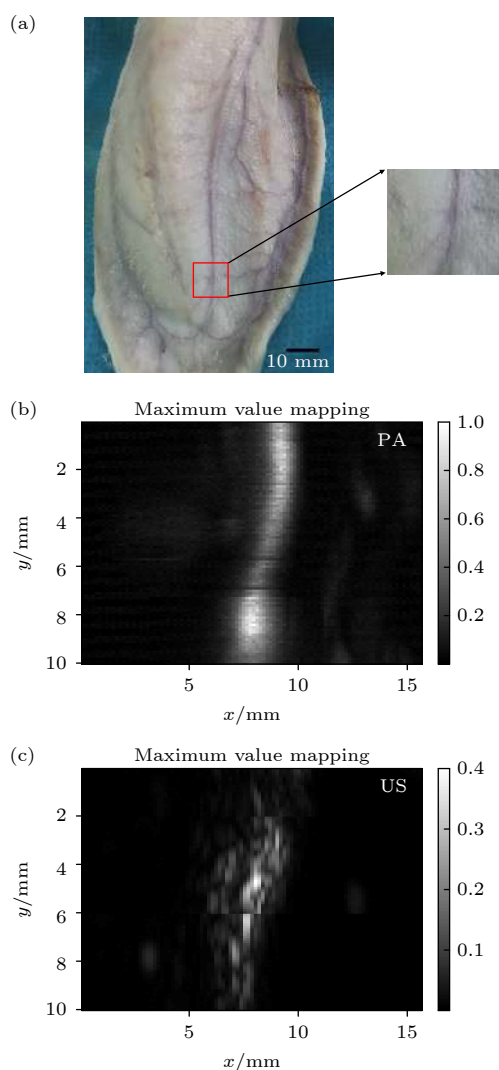


图 5 兔子耳朵活体实验成像结果展示 (a) 兔子耳朵实物图; (b) 光声图像; (c) 超声图像

Fig. 5. Results of rabbit ear in vivo: (a) Photograph of rabbit ear; (b) image of photoacoustic; (c) image of ultrasound.

20 Hz, 远低于超声的 200 Hz. 其次, 在图像的后期处理部分, 由于扫描机制和探头孔径角导致的图像的畸变还需进行算法修正. 最后, 本文光声成像实验采用透射式结构, 只能对一些比较薄的仿体或浅表组织进行成像, 在接下来的工作中将考虑光纤、声学扫描振镜和超声换能器的集成, 同时反射光束和声束, 以实现反射式的双模态成像, 使系统更具实用性.

参考文献

- [1] Lin R Q, Leng J, Chen J Q, Liu C B, Gong L J, Song L 2018 *Chin. Med. Dev.* **33** 1 (in Chinese) [林日强, 冷吉, 陈敬钦, 刘成波, 龚小竞, 宋亮 2018 *中国医疗设备* **33** 1]
- [2] Beard P 2011 *Interface Focus* **1** 602
- [3] Huang D D, Qiu Q, Lin W Z, Liu J Y, Huang Y L, Zhao Q L 2019 *Chin. J. Light. Scatt.* **31** 1 (in Chinese) [黄豆豆, 邱棋, 林文珍, 刘基嫻, 黄雅丽, 赵庆亮 2019 *光散射学报* **31** 1]
- [4] Xu G, Rajian J R, Girish G, Kaplan M J, Fowlkes J B, Carson P L, Wang X D 2012 *J. Biomed. Opt.* **18** 10502
- [5] Berg P J, Bansal R, Daoudi K, Steenbergen W, Prakash J 2016 *Biomed. Opt. Express* **7** 5081
- [6] Garcia-Urbe A, Erpelding T N, Krumholz A, Ke H, Maslov K, Appleton C, Margenthaler J A, Wang L V 2015 *Sci. Rep.* **5** 15748
- [7] Florian R, Julien S, Marilyne L M, Stéphanie R, Sharuja N, Stéphanie L, Alain L P 2016 *Plos. One* **11** 4
- [8] Yang M, Zhao L, He X, Su N, Zhao C, Tang H, Hong T, Li W, Yang F, Lin L, Zhang B, Zhang R, Jiang Y, Li C 2017 *Biomed. Opt. Express* **8** 3449
- [9] Li X, Wang D, Ran H, Hao L, Cao Y, Ao M, Zhang N, Song J, Zhang L, Yi H, Wang Z, Li P 2018 *Biochem. Biophys. Res. Commun.* **502** 255
- [10] Mallidi S, Watanabe K, Timerman D, Schoenfeld D, Hasan T 2015 *Theranostics* **5** 289
- [11] Qian M, Du Y, Wang S, Li C, Jiang H, Shi W, Chen J, Wang Y, Wagner E, Huang R 2018 *ACS Appl. Mater. Inter.* **10** 4031
- [12] Diot G, Metz S, Noske A, Liapis E, Schroeder B, Ovsepian S V, Meier R, Rummeny E, Ntziachristos V 2017 *Clin. Cancer Res.* **23** 6912
- [13] Toi M, Asao Y, Matsumoto Y, Sekiguchi H, Yoshikawa A, Takada M, Kataoka M, Endo T, Kawaguchi-Sakita N, Kawashima M, Fakhrejehani E, Kanao S, Yamaga I, Nakayama Y, Tokiwa M, Torii M, Yagi T, Sakurai T, Togashi K, Shiina T 2017 *Sci. Rep.* **7** 41970
- [14] Yang J-M, Favazza C, Chen R, Yao J, Cai X, Maslov K, Zhou Q, Shung K K, Wang L V 2012 *Nat. Med.* **18** 1297
- [15] Li Y, Lin R, Liu C, Chen J, Liu H, Zheng R, Gong X, Song L 2018 *J. Biophotonics* **11** e201800034
- [16] Oeri M, Bost W, Senegond N, Tretbar S, Fournelle M 2017 *Ultrasound Med. Biol.* **43** 2200
- [17] Daoudi K, van den Berg P J, Rabot O, Kohl A, Tisserand S, Brands P, Steenbergen W 2014 *Opt. Express* **22** 26365
- [18] Xie S M, Huang L, Wang L, Chi Z H, Tang Y H, Zheng Z, Jiang H B 2021 *Acta Phys. Sin.* **70** 100701 (in Chinese) [谢实梦, 黄林, 王雪, 迟子惠, 汤永辉, 郑铸, 蒋华北 2021 *物理学报* **70** 100701]
- [19] Choi S, Kim J Y, Lim H G, Baik J W, Kim H H, Kim C 2020 *Sci. Rep.* **10** 6544
- [20] Qi W Z 2018 *Ph. D. Dissertation* (Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China) (in Chinese) [齐伟智 2018 博士学位论文 (成都: 电子科技大学)]
- [21] Xi L, Sun J, Zhu Y, Wu L, Xie H, Jiang H 2010 *Biomed. Opt. Express* **1** 1278
- [22] Lee C, Kim J Y, Kim C 2018 *Micromachines* **9** 584
- [23] Yao J, Huang C H, Wang L, Yang J M, Gao L, Maslov K I, Zou J, Wang L V 2012 *J. Biomed. Opt.* **17** 080505
- [24] Kim J Y, Lee C, Park K, Lim G, Kim C 2015 *Sci. Rep.* **5** 7932
- [25] Kim S, Lee C, Kim J Y, Kim J, Lim G, Kim C 2016 *J. Biomed. Opt.* **21** 106001
- [26] Kim J Y, Lee C, Lim G, Kim C 2016 *Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing* San Francisco, 15 March 2016, p970835
- [27] Pu Y, Bi R, Ahn J, Kim J Y, Kim C, Olivo M, Zhao X J 2019 *Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing* San Francisco, 27 February 2019, p1087843
- [28] Park K, Kim J Y, Lee C, Jeon S, Lim G, Kim C 2017 *Sci. Rep.* **7** 13359
- [29] American Laser Institute. *American National Standards for the Safe Use of Lasers ANSI Z136.1*. Orlando, FL: American Laser Institute, 2014
- [30] Wang L V, Hu S 2012 *Science* **335** 1458
- [31] Tang Y H, Zheng Z, Xie S M, Huang L, Jiang H B 2020 *Acta Phys. Sin.* **69** 240701 (in Chinese) [汤永辉, 郑铸, 谢实梦, 黄林, 蒋华北 2020 *物理学报* **69** 240701]

Ultrasound/photoacoustic dual-modality imaging based on acoustic scanning galvanometer*

Xu Shou-Zhen¹⁾ Xie Shi-Meng¹⁾ Wu Dan²⁾ Chi Zi-Hui²⁾ Huang Lin^{1)†}

1) (*School of Electronic Science and Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China*)

2) (*School of Optoelectronic Engineering, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing 400065, China*)

(Received 28 July 2021; revised manuscript received 13 October 2021)

Abstract

Ultrasound/photoacoustic dual-modality imaging technology has greatly promoted the clinical application and photoacoustic imaging technology because it integrates the advantages of high-resolution structural imaging of ultrasound and high-contrast functional imaging of photoacoustic imaging. Traditional ultrasound/photoacoustic dual-modality imaging is based mainly on the array probe used in ultrasound imaging to collect photoacoustic signals at the same time. The system has a compact structure and easy operation. However, this kind of equipment utilizes array probes and multi-channel data acquisition system, which makes it expensive. And the imaging quality can be affected by the difference in channel consistency. In this paper, an ultrasound/photoacoustic dual-modality imaging method based on an acoustic scanning galvanometer is proposed. In this system, a single ultrasonic transducer combined with a one-dimensional acoustic scanning galvanometer is used for fast acoustic beam scanning to realize ultrasound/photoacoustic dual-modality imaging. It is a compact, low-cost and fast dual-modality imaging technology. The experimental results show that the effective imaging range of the system is 15.6 mm, and the temporal resolution of ultrasound and photoacoustic imaging are 1.0 and 0.1 s⁻¹ (B scan), respectively (the temporal resolution of photoacoustic imaging is limited mainly by the laser repetition rate). Based on the proposed technology research, it is helpful to further promote the clinical transformation and popularization of ultrasound/photoacoustic dual-modality imaging. It also provides a low-cost, miniaturized and fast scheme for multimodal imaging technology which is based on ultrasound signal detection.

Keywords: ultrasound/photoacoustic dual-modality imaging, acoustic scanning galvanometer, low cost, miniaturization

PACS: 07.05.Pj, 87.85.Pq, 87.57.-s, 87.57.C-

DOI: 10.7498/aps.71.20211394

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 82071940, 62001075) and the Young Scientists Fund of the Scientific and Technological Research Program of Chongqing Municipal Education Commission, China (Grant Nos. KJQN20200607, KJQN20200610).

† Corresponding author. E-mail: luang@uestc.edu.cn