



基于镂空阵列探头的反射式光声/热声双模态组织成像

谢实梦 黄林 王雪 迟子惠 汤永辉 郑铸 蒋华北

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

Xie Shi-Meng Huang Lin Wang Xue Chi Zi-Hui Tang Yong-Hui Zheng Zhu Jiang Hua-Bei

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 70, 100701 (2021) DOI: 10.7498/aps.70.20202012

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.70.20202012>

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

基于热声相控阵列的声聚焦效应

Acoustic focusing by thermoacoustic phased array

物理学报. 2017, 66(15): 154302 <https://doi.org/10.7498/aps.66.154302>

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>

一种基于双波长的光声测温技术

Photoacoustic temperature measurement based on dual-wavelength method

物理学报. 2017, 66(11): 117802 <https://doi.org/10.7498/aps.66.117802>

基于相干光时域反射型的光纤分布式声增敏传感研究

Research on improving detection sensitivity to acoustic based on coherent-OTDR distributed fiber-sensing system

物理学报. 2017, 66(7): 070706 <https://doi.org/10.7498/aps.66.070706>

光声光谱检测装置中光声池的数值计算及优化

Numerical calculation and optimization of photoacoustic cell for photoacoustic spectrometer

物理学报. 2019, 68(7): 074202 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20182084>

涡脱落热声振荡中相似性及涡声锁频行为

Similarity and vortex-acoustic lock-on behavior in thermoacoustic oscillation involving vortex shedding

物理学报. 2019, 68(23): 234303 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190663>

基于镂空阵列探头的反射式光声/热声 双模态组织成像*

谢实梦¹⁾²⁾ 黄林^{1)2)†} 王雪²⁾ 迟子惠¹⁾ 汤永辉²⁾ 郑铸³⁾ 蒋华北⁴⁾

1) (重庆邮电大学光电学院, 重庆 400065)

2) (电子科技大学电子科学与工程学院, 成都 611731)

3) (深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司, 医学影像事业部, 深圳 518057)

4) (南佛罗里达大学医学工程系, 佛罗里达, 坦帕, 美国 33620)

(2020年11月30日收到; 2021年1月6日收到修改稿)

光声和热声成像技术除激发源不同外, 可共用一套数据采集和处理系统, 具有天然的融合优势. 本文提出了一种基于镂空阵列的反射式光声/热声双模态成像技术, 该技术利用光纤与天线, 通过镂空阵列的开孔进行光声/热声信号激发, 使得激发光、微波和接收超声信号共轴, 构成明场光声/热声双模态成像模式. 通过对探头镂空部分晶元相位和幅值的补偿校准, 成功实现了 3 mm 直径塑料管、人体手臂、手背和脚背的双模态成像. 实验结果表明: 系统空间分辨率为 0.33 mm, 双模态成像技术可同时提供组织的光学和微波吸收分布, 有助于肿瘤、糖尿病足等疾病的精准检测, 具有极广泛的临床应用前景.

关键词: 光声/热声, 双模态成像, 镂空阵列, 手持式

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

DOI: 10.7498/aps.70.20202012

1 引言

光声成像技术通过探测脉冲光激发产生的超声信号以获取组织的光学吸收分布, 不仅保留了光学成像的高对比度, 还兼具了超声成像的高分辨率优势. 光声成像技术利用人体内不同生色团, 比如: 血红蛋白、黑色素和水等具有的特殊吸收峰, 可以反映上述生色团的相对含量及其变化, 有助于多种疾病的检测以及功能信息的获取. 目前光声成像技术已广泛应用在病理切片^[1,2]、动物模型研究^[3-5]、临床前^[6]和临床中^[7,8], 被认为有望成为继 MRI, CT 和超声等之后的“第八种生物成像技术”.

此外, 将用于激发产生光声信号的激光器更换

为脉冲微波源, 也同样可以产生超声信号用于成像, 即热声成像技术. 用于热声成像的微波波长远大于光声成像所用激光波长, 通常在厘米量级, 因而具有更大的成像深度. 此外, 由于热声成像主要反映与组织水分含量和离子浓度相关的介电特性; 因此, 在诸如乳腺癌^[9-12]、脑卒中^[13]、肌骨^[14]、血管^[15]、肾脏^[16]和前列腺^[17]显像等方面都展现出了一定的优势. 光声和热声成像技术除激发源不同外, 可共用一套数据采集和处理系统, 具有天然的融合优势. 尤其是针对乳腺癌的检测, 结合光声和热声成像技术将有助于乳腺癌检测精准度的提升.

2005年, Ku等^[18]通过在扫描区域上方放置光路和下方放置微波天线, 分别进行光声、热声激发的单探头旋转扫描成像方式, 进行了光声/热声

* 国家自然科学基金 (批准号: 61701076, 82071940, 62001075) 和四川省科技计划项目重点研发计划 (批准号: 2019YFS0119, 2019YFS0127) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: lhuang@nec.edu.cn

双模态成像的实验研究. 该研究组^[19]进一步通过在喇叭天线侧面开小孔进光, 并将由棱镜和毛玻璃组成的光学组件直接固定于喇叭天线内, 实现了光声/热声的同向激发成像. 基于光学组件与微波天线的一体化设计, 2012年研究组^[20]进一步发展了一套可用于乳腺成像的光声/热声和超声三模态成像平台, 该平台利用一个相控阵超声线阵探头接收光声和热声信号, 以及进行超声成像; 但因探头的接收孔径角限制^[21], 使得光声/热声成像质量较差. 相比而言, Reinecke等^[22]构建的光声/热声和超声三模态成像平台采用凹阵探头接收光声和热声信号, 线阵探头仅用于超声成像, 可同时获得高质量的光声/热声和超声图像; 但该平台有效成像区域有限, 难以开展大动物或者人体实验.

医用超声探头多采用线阵或者凸阵探头进行成像检测, 但该类探头用于光声/热声成像时, 其有限孔径角使得难以获得较好的光声/热声图像. 相比而言, 光声和热声成像除激发源不同以外, 剩余硬件系统和软件算法均可共用; 且光声/热声成像可使用环形或者半圆形阵列探头进行信号收集, 可以获得高质量的图像, 具有一定的临床应用前景. 为进一步探索光声/热声双模态成像技术的临床应用潜力, 本文提出了一种基于镂空阵列的反射式光声/热声双模态成像技术. 该技术利用光纤与天线通过镂空阵列的开孔进行光声/热声信号激发, 使得激发光、微波和接收超声信号共轴, 构成明场光声/热声双模态成像模式. 相比于侧向照射的暗场成像模式, 本文所提明场成像模式^[23], 不仅结构更加紧凑、操作便捷, 而且由于激发光、微波和接收超声信号共轴的缘故, 也具有更高的信噪比.

2 实验系统

本文所用光声/热声双模态成像系统框图如图1(a)所示, OPO脉冲激光器(脉宽: 4 ns, 重复频率: 20 Hz; Surlite I-20, Continuum, USA)和小型化高功率脉冲微波源(脉宽: 550 ns, 峰值功率: < 60 kW, 中心频率: (3.0 ± 25) MHz, 重复频率: 1—200 Hz; HWK-3050FA, 成都国睿电子科技有限公司, 成都)分别用于光声和热声成像信号激发. 反射式光声和热声成像实物图如图1(b)和图1(c)所示, 其中: 镂空阵列(河北奥索电子科技有限公司)参数为: 阵元, 128; 中心频率, 2.0 MHz; 带宽, 80%; 半径, 65 mm; 晶片尺寸, 1.6×20.0 mm; 中间 32 个晶片进行 10 mm 切割镂空, 两侧分别剩 5 mm 晶片. 激光通过光纤束输出, 光纤束输出端(外观尺寸: $50 \text{ mm} \times 60 \text{ mm} \times 12 \text{ mm}$, 出光口: $40 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$, 成都尚光科技有限公司)实物图如图1(c)所示, 经过整形后输出光为一矩形光斑, 实验中所用激光能量密度低于 ANSI (American national standards institute safety limit) 规定^[24]的 20 mJ/cm^2 . 微波通过同轴电缆(1.5 m, 1.2 dB 插损, Micable 迈可博电子, 福州)输出至自制的偶极子天线^[25], 实验中所用微波功率密度低于 IEEE 规定^[26]的 20 mW/cm^2 . 镂空阵列接收光声/热声信号, 首先经由自制 128 通道放大器(带宽 0.2—2.5 MHz, 增益 56 dB)放大, 然后经由 1:2 多路复用器传输至两张 NI 5752B (50 MS/s , 12 Bit, National Instruments, USA)采集卡组成的 64 通道数据采集系统, 采集后的数据存于计算机中, 利用延迟叠加图像重建算法进行图像重建^[27]. 实验过程中,

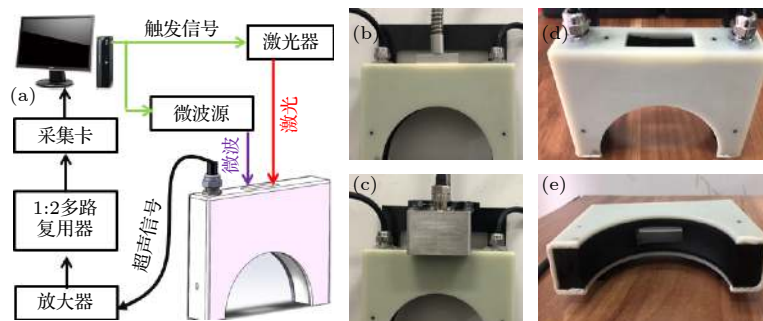


图1 (a)为反射式光声/热声双模态成像系统框图; (b), (c)分别为反射式光声和热声成像探头接口实物图; (d), (e)分别为镂空探头俯视图和侧视图实物图

Fig. 1. (a) Schematic of the photoacoustic (PA)/thermoacoustic (TA) dual modality imaging system; (b), (c) photograph of the PA and TA imaging system, respectively; (d), (e) Top view and side view of the hollow concave array, respectively.

镂空阵列探头用保鲜膜进行密封, 内部装满石蜡油由于光声和热声成像耦合; 同时, 待成像物体置于薄膜底部, 通过医用超声耦合剂与薄膜紧密接触, 保证良好的超声耦合.

3 实验结果与讨论

所用阵列探头第 49—80 晶元中间被切除 10 mm 形成镂空, 相比其他晶元长度方向较少了一半; 因此, 镂空部分晶元需要进行相位和灵敏度校准. 首先以装有质量分数为 0.9% 盐水的 3 mm 直径塑料管为研究对象, 通过对该塑料管的热声成像实现镂空阵列探头的校准. 由图 2(a) 中第 47 和 48 晶元接收到的热声信号可知: 相邻晶元热声信号应该具有类似的波形. 考虑镂空部分晶元面积仅为非镂空部分 1/2; 故其接收到的热声信号幅值也下降为 1/2(图 2(b) 中蓝色信号). 同时, 由于探头制作过程中, 中间镂空部分晶元正负电极引线接反, 导致其信号相位也发生了 180° 偏移. 经相位和灵敏度校准后第 49 晶元波形图 (图 2(b) 中黑色信号) 与第 48 晶元波形图 (图 2(b) 中红色信号) 相

似, 符合图 2(a) 中所示相邻晶元 (第 47 和 48 晶元) 波形规律. 在对信号进行 0.1—3.0 MHz 带通滤波后, 利用相干因子加权^[28]的延迟叠加重建图像算法得到的塑料管的热声图像, 进一步分析发现: 校准后生理盐水图像 (图 2(d)) 幅值大于校准前图像 (图 2(c)) 幅值, 具有更高信噪比. 通过上述实验实现了对本文所用镂空阵列的相位和灵敏度校准, 为下一步利用本文所提光声/热声双模态成像系统开展仿体和人体实验研究奠定了基础.

为验证本文所提光声/热声双模态成像技术相比于单独的光声或者热声成像技术更具优越性, 本文对分别装有质量分数为 0.9% 的生理盐水和红花油的 3 mm 直径塑料管进行了成像, 实验过程示意图和成像物体实物图分别如图 3(a) 和图 3(b) 所示. 由于生理盐水不具有光学吸收性, 只能吸收微波, 因此, 图 3(a) 中 1 号装有生理盐水塑料管仅热声图像可见 (图 3(d)). 然而红花油因其低的电导率 (0.26 s/m)^[29], 导致其基本不吸收微波; 但其本身的褐红色导致其具有一定的光学吸收性; 因此, 图 3(a) 中 2 号装有红花油塑料管在 680 nm 激发光照射下光声图像可见 (图 3(c)). 图 3 实验结果表

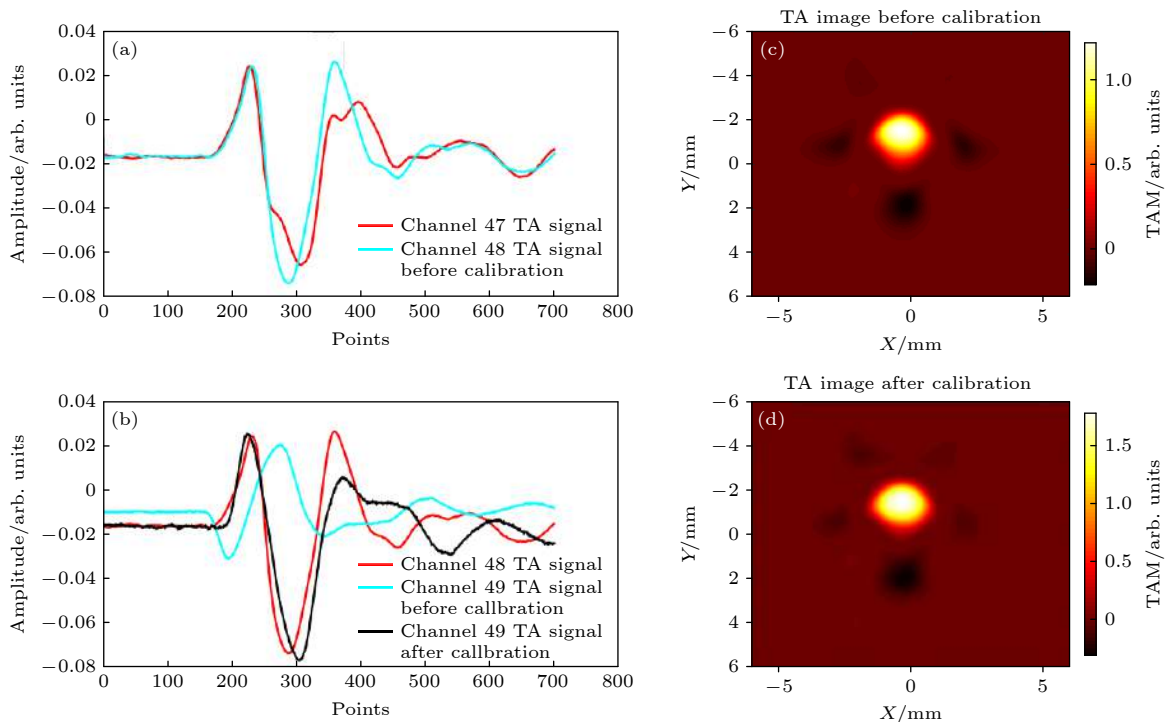


图 2 镂空阵列探头校准结果图 (a) 第 47 和 48 晶元接收到的热声信号波形; (b) 第 49 晶元所接收热声信号校准前和校准后的波形图, 以及与第 48 晶元热声信号波形图; (c), (d) 分别为校准前和校准后的热声图像

Fig. 2. The calibration results of hollow transducer array: (a) TA signal received by the 47 th and 48 th elements; (b) the TA signal before and after calibration of the 49 th element, and the TA signal of the 48 th element; (c), (d) are the TA images before and after calibration, respectively. TAM: Thermoacoustic Amplitude.

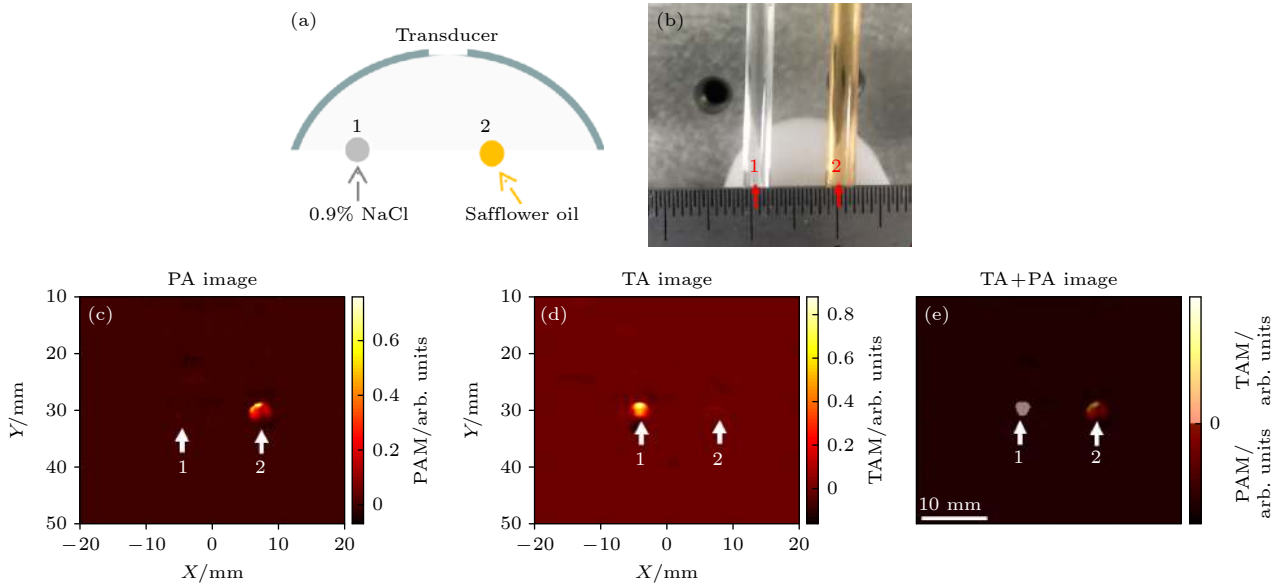


图3 双模态成像性能验证实验 (a), (b) 分别为待成像物体示意图和实物图; (c), (d) 分别为热声图像和 680 nm 激发波长得到的光声图像; (e) 融合后的热声/光声双模态图像

Fig. 3. (a), (b) Schematic and photograph of the target, respectively; (c), (d) TA and PA images obtained at 680 nm, respectively; (e) the fused TA/PA image. PAM: Photoacoustic Amplitude.

明: 利用光声/热声双模态成像技术, 可同时获取成像区域目标物体的光学和微波吸收功能信息 (如图 3(e) 所示), 可同时反映成像区域生色团 (光声成像对比度来源) 与水分、离子含量 (热声成像对比度来源) 的含量变化, 有助于诸如乳腺癌、脑卒中、关节炎等疾病的准确检测。

由于用于热声成像激发微波脉冲宽度 (550 ns) 大于光声成像所用激发脉冲宽度 (4 ns), 所以本文所提系统空间分辨率主要受制于热声成像; 为此, 对两根直径 66 μm 平行放置的铜丝进行热声成像以对系统空间分辨率进行研究. 实验结果如图 4 所示, 其中图 4(a) 为两根铜丝的热声成像结果, 沿图中红色虚线取热声图像一维轮廓分布, 得到图 4(b) 所示结果, 进一步 [13] 定量计算得到本文基于镂空阵列探头构建的反射式光声/热声双模态成像系统空间分辨率为: $AB + CD - d = (1.116 - 0.6451) + (3.462 - 2.945) - 0.66 = 0.33 \text{ mm}$, 其中 d 为铜丝直径 (66 μm). 此外, 由于本文侧重点在于研究浅表血管 (手臂、手背和脚背) 相关疾病, 所以系统成像深度主要受制于激光的穿透深度. 前期已有大量研究表明, 光声成像对于浅表血管具有较好的成像能力 [1]; 但在针对诸如乳腺疾病等 [2] 研究时成像深度依然需要定量分析. 基于本文所用的镂空阵列探头在开展乳腺疾病成像时, 已经对其成像范围和成像深度进行了详细研究 [30].

目前常用的手持式浅表血管光声成像技术多将光纤/光纤束固定在探头两侧进行光声激发 [31], 该方法难以对探头正前方无法被激光照射区域进行光声成像. 而传统手持式热声成像技术, 由于天线尺寸通常较大 [32], 也多采用侧向辐照进行热声激发, 该方法虽能对探头正前方区域进行热声成像; 但由于辐照范围较大, 使得超声探头有效接收孔径内热声信号幅值较低, 且来自周围非成像区域组织的噪声也较多, 导致图像伪影较大. 本文提出的基于镂空阵列的反射式光声/热声双模态成像技术, 利用光纤与天线通过镂空阵列的开孔进行光声/热声信号激发, 使得激发光、微波和接收超声信号共轴, 可以提供更加丰富的信息 (比如皮肤轮廓等), 以及更高的图像信噪比. 为对本文所提技术性能进行进一步评估, 在获得电子科技大学伦理委员会审核同意, 以及受试者知情同意情况下, 本文开展了 2 例自愿者人体实验研究. 本文实验研究采用的顺序均为先进行热声成像, 然后依次进行 680, 720, 800 nm 光激发的光声成像; 图像重建首先对信号进行 0.1—3.0 MHz 带通滤波, 然后利用延迟叠加重建算法直接成像。

首先, 对自愿者 1 和 2 手臂内侧进行了双模态成像实验, 实验结果如图 5 所示. 图 5 左侧照片给出了自愿者 1 (A 层面) 和 2 (B 层面) 待成像平面示意图. 由于自愿者 1 在被试时, 手腕弯曲过大, 且

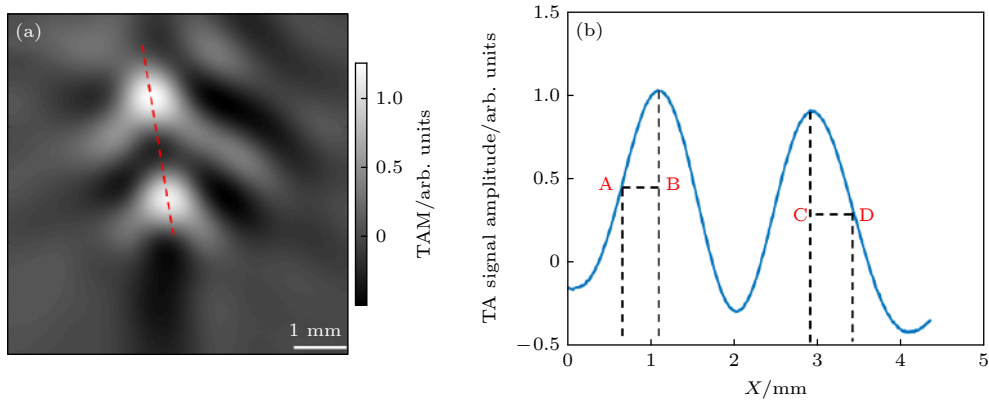


图 4 空间分辨率实验 (a) 两根直径 $66\ \mu\text{m}$ 铜丝的热声成像结果; (b) 沿 (a) 中红色虚线的热声图像一维轮廓分布

Fig. 4. TAI of two copper wires for system spatial resolution evaluation: (a) Recovered TA image; (b) recovered microwave absorption profile along the red dashed line shown in (a). TAM: Thermoacoustic Amplitude.

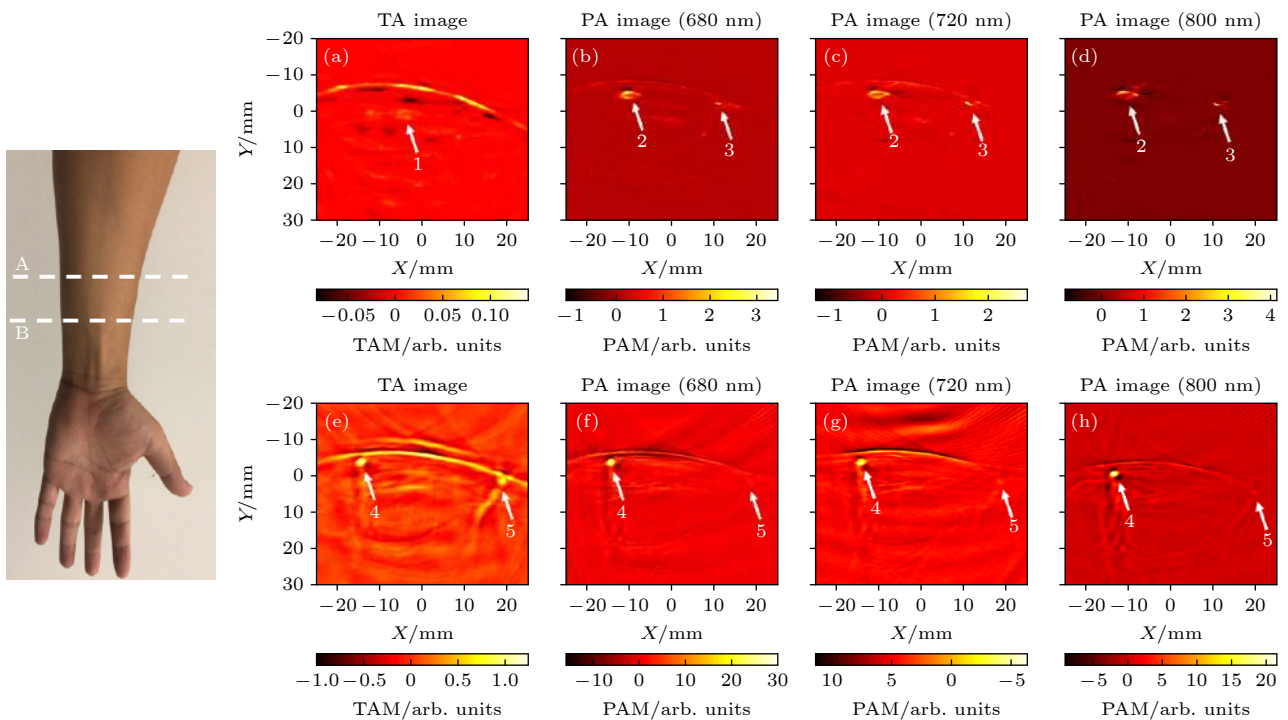


图 5 正常人手臂双模态成像, 左侧为待成像平面示意图, A 和 B 分别为自愿者 1 和 2 待成像手臂平面示意图; (a)—(d) 和 (e)—(h) 依次为为自愿者 1 和 2 手臂的热声图像, 680, 720, 800 nm 激发光声图像

Fig. 5. The picture is the schematic of the opisthenar to be imaged, A and B are the detection plan of volunteers 1 and 2, respectively. (a)–(d) and (e)–(f) are TA image, 680 nm PA image, 720 nm PA image and 800 nm PA image of volunteers 1 and 2, respectively. TAM: Thermoacoustic Amplitude, PAM: Photoacoustic Amplitude.

为保证良好的贴合, 镂空探头底部薄膜对皮肤挤压过度, 致使图 5(b) 和图 5(c) 中 2 和 3 号静脉血管出现阻断, 导致热声信号降低, 难以在图 5(a) 热声图像中显现. 但图 5(a) 中热声图像显示出了一些屈肌腱的结构 1, 与手指关节热声成像结果较吻合^[33]. 针对自愿者 1 出现的血管阻断问题, 在进行自愿者 2 成像研究过程中, 使其尽量处于自然舒张状态, 且保证镂空探头薄膜底部仅轻微挤压手臂.

因此, 图 5(e)—(h) 两根血管 4 和 5 均可见, 且血管的光声和热声信号幅值均大于自愿者 1 的实验结果, 比如图 5(b) 中光声信号最大值为 3, 仅仅是图 5(f) 中光声信号最大值的 0.1. 此外, 由于热声成像天线辐照范围 (大于 $60\ \text{mm} \times 60\ \text{mm}$) 大于光声成像所用光纤辐照范围 ($40\ \text{mm} \times 1\ \text{mm}$); 因此, 热声图像 5(e) 中两根血管 4 和 5 清晰可见, 而光声图像 5(f) 和 5(h) 中仅血管 4 清晰可见.

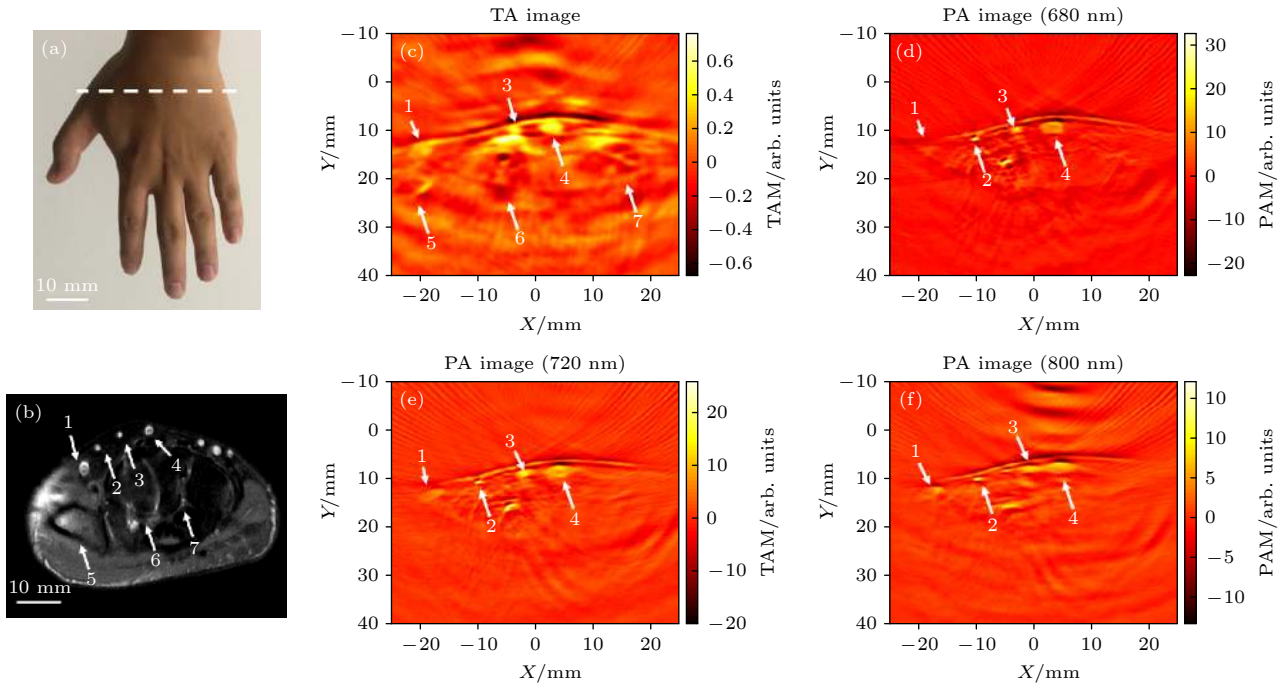


图 6 正常人手背双模态成像 (a) 待成像平面示意图; (b) 对应层面 MRI 图; (c)—(f) 依次为手背的热声图像, 680, 720 和 800 nm 激发光声图像

Fig. 6. (a) Schematic diagram of the plane to be imaged; (b) the corresponding MRI image; (c)—(f) are TA image, 680 nm PA image, 720 nm PA image and 800 nm image of hand, respectively. TAM: Thermoacoustic Amplitude, PAM: Photoacoustic Amplitude.

进一步, 对自愿者 1 手背进行了双模态成像实验, 实验结果如图 6 所示. 图 6(a) 和图 6(b) 分别给出了自愿者 1 手背待成像平面示意图和 MRI 横断位成像结果 (OAx fx PD 序列, 3.0T, GE). 从图 6 中可见, MRI 中显示的 1, 3 和 4 号血管热声成像 (图 6(c)) 和光声成像 (图 6(d)—(f)) 均可见, 但 2 号血管热声成像中未被显示, 分析原因可能是手背成像过程中有轻微挤压所致; 在今后的研究中将医用超声线阵探头固定于镂空部分, 先超声成像引导调节探头施压力度及角度以获得较好的血管超声图像, 再进行光声和热声成像可以有效地提升双模态技术对浅表血管的显像能力. 此外, MRI 成像中 (图 6(b)) 所示 5, 6 和 7 号掌骨在热声成像 (图 6(c)) 中可见, 光声成像中不可见.

临床研究表明脚背外周血管病变和骨质畸变均是糖尿病足的预警标志 [34]; 因此, 能同时对脚背外周血管和骨质进行无损成像, 对于糖尿病足的早期预警具有临床意义. 对自愿者 1 右脚脚背进行了双模态成像实验, 实验结果如图 7 所示. 其中图 7(a) 和图 7(b) 为彩色多普勒超声成像结果, 1, 2, 3 和 4 号血管清晰可见. 光声图像中 (图 7(e)—(g)), 1 和 2 号血管清晰可见, 但 4 号血管处于 3 号血管正下方 (如图 7(b) 所示), 在采用反射式光声

激发时其被 3 号血管遮挡, 因此未能被光声成像显示. 图 7(a) 中 1, 2 和 3 号血管由于距离皮肤太近, 其热声信号与皮肤信号叠加, 导致热声图像 7(c) 中 1, 2 和 3 号血管无法被显像. 同时, 为避免探头底部薄膜对脚背过度挤压 (如图 7(c) 所示), 导致 3 号血管位置薄膜贴合不紧, 超声耦合较差; 因此, 信号强度较大的光声图像 (图 7(e)—(g)) 中 3 号血管可见, 但在信号强度较小的热声图像 (图 7(c)) 中 3 号血管难以被热声显像. 相比而言, 图 7(b) 中 4 号血管距离皮肤较远 (大于 6 mm), 在热声成像中清晰可见 (图 7(d)); 同时, 超声成像所示 5 号跖骨 (图 7(b)), 在热声成像中 (图 7(d)) 也可见. 为此, 基于本文所提反射式光声/热声双模态成像技术具有同时实现脚背外周血管和骨质无损成像的潜力, 有助于糖尿病足的早期预警和提前干预.

4 结 论

本文提出了一种基于镂空阵列的反射式、明场光声/热声双模态成像技术; 通过对 3 mm 直径塑料管热声成像, 实现了对探头镂空部分晶元相位和幅值的补偿校准. 同时, 成功实现了人体手臂、手背和脚背的双模态成像, 光声成像还进行了多波长

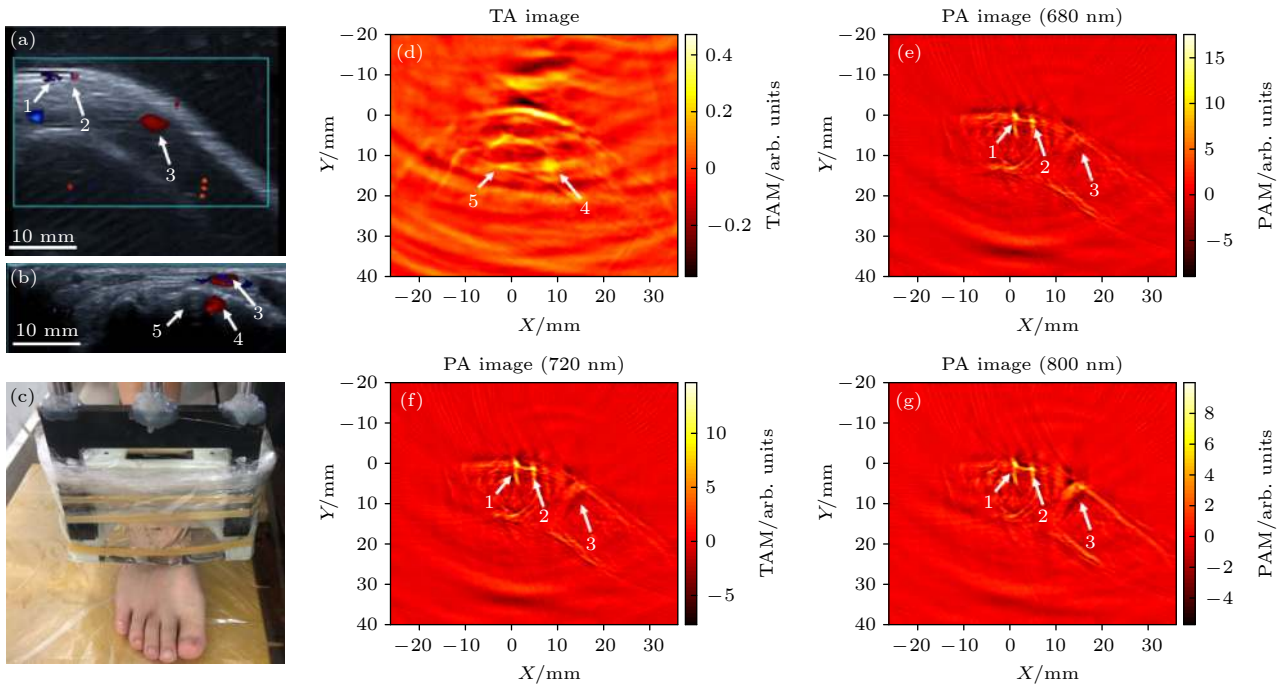


图 7 正常人脚背双模态成像 (a), (b) 待成像平面彩色多普勒超声图; (c) 成像层面示意图; (d)—(g) 依次为脚背的热声图像, 680, 720 和 800 nm 激发光声图像

Fig. 7. (a), (b) The color Doppler ultrasound images; (c) the schematic of imaging plane; (d)–(g) TA image, 680 nm PA image, 720 nm PA image and 800 nm image of instep, respectively. TAM: Thermoacoustic Amplitude, PAM: Photoacoustic Amplitude.

成像 (本文仅进行了 680, 720 和 800 nm 光声成像). 通过与 MRI 成像结果 (图 6) 和超声成像 (图 7) 结果对比, 结果表明: 本文所提双模态成像可同时提供组织的光学 (比如: 有氧和去氧血红蛋白) 和微波 (比如: 皮肤和骨) 吸收分布, 有助于诸如乳腺癌、骨癌、糖尿病足等疾病的精准检测, 具有广阔的临床应用前景.

然而, 本文所提光声/热声双模态成像技术分别依次进行热声和光声成像, 需要更换微波天线和光纤, 不便于操作; 为进一步满足临床使用所需, 本文后续将设计紧凑型、小型化天线, 使其可以直接与光纤同时固定于镂空阵列探头开孔内, 实现手持式、便携式光声/热声双模态成像. 此外, 光声/热声双模态成像技术的结构性能力有限, 需借助超声成像的结构性成像优势, 提供更为丰富的结构性信息, 以满足临床所需; 因此, 本文后续还将基于该镂空阵列探头设计超声成像模块, 实现超声/光声/热声的三模态成像, 推动光声和热声成像技术的临床转化.

参考文献

[1] Shi J, Wong T T W, He Y, Li L, Wang L V 2019 *Nat. Photonics* **13** 609
 [2] Wong T T W, Zhang R, Zhang C, Hsu H C, Maslov K, Wang

L, Shi J, Chen R, Shung K K, Zhou Q F, Wang L V 2017 *Nat. Commun.* **8** 1386
 [3] Wang Y C, Liang G R, Liu F, Chen Q, Xi L 2020 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **99** 1
 [4] Gottschalk S, Degtyaruk O, Mc Larney B, Rebling J, Hutter M A, Deán-Ben X L, Shoham S, Razansky D 2019 *Nat. Biomed. Eng.* **3** 392
 [5] Merčep E, Herraiz J L, Deán-Ben X L, Razansky D 2019 *Ligh-Sci. Appl.* **8** 1
 [6] Jiang H B 2015 *Photoacoustic Tomography* (Boca Raton, FL: CRC Press) pp1–50
 [7] Ivankovic I, Merčep, Elena, Schmedt, C G, Deán-Ben X L, Razansky D 2019 *Radiology* **291** 45
 [8] Attia ABE, Balasundaram G, Moothanchery M, Dinish US, Bi R, Ntziachristos V, Olivo M 2019 *Photoacoustics* **16** 100144
 [9] Kruger RA, Kopecky KK, Aisen AM, Reinecke DR, Kruger GA, Kiser WL Jr 1999 *Radiology* **211** 275
 [10] Wang X, Bauer D R, Witte R, Xin H 2012 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **59** 2782
 [11] Huang L, Yao L, Liu L, Rong J, Jiang H B 2012 *Appl. Phys. Lett.* **101** 244106
 [12] Qin H, Cui Y S, Wu Z J, Chen Q, Xing D 2020 *IEEE Photonics. J.* **99** 1
 [13] Huang L, Li T, Jiang H 2017 *Med. Phys.* **44** 1494
 [14] Chi Z H, Zhao Y, Yang J G, Li TT, Jiang H B 2018 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **66** 1598
 [15] Zheng Z, Huang L, Jiang HB 2018 *Appl. Phys. Lett.* **113** 253702
 [16] Eckhart AT, Balmer RT, See WA, et al. 2011 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **58** 2238
 [17] Patch S, Hull D, See W, Hanson G W 2016 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **63** 245
 [18] Ku G, Fornage B D, Jin X, Xu M H, Hunt K K, Wang L V

- 2005 *Technol. Cancer Res. T.* 4 559
- [19] Pramanik M, Ku G, Li C H, Wang L V 2008 *Med. Phys.* **35** 2218
- [20] Ke H, Erpelding T N, Jankovic L, Liu C, Wang L V 2012 *J. Biomed. Opt.* **15** 056010
- [21] Merčep E, Deán-Ben X L, Razansky D 2017 *IEEE. Trans. Med. Imaging.* **36** 2129
- [22] Reinecke D R, Kruger R A, Lam R B, Delrio S P 2010 *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.* **7564** 489
- [23] Li M C, Liu C B, Gong X J, Zheng R Q, Bai Y Y, Xing M Y, Du X M, Liu X Y, Zeng J, Lin R Q, Zhou H C, Wang S J, Lu G M, Zhu W, Fang C H, Song L 2018 *Biomed. Opt. Express* **9** 1408
- [24] American Laser Institute. American National Standards for the Safe Use of Lasers ANSI Z136.1. Orlando, FL: American Laser Institute, 2014
- [25] Huang L, Ge S, Zheng Z, Jiang H B 2018 *Med. Phys.* **46** 851
- [26] IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields 3 kHz to 300 GHz, IEEE Standard C95.1; 1999
- [27] Hoelen C G A, de Mul F F M 2001 *Appl. Opt.* **39** 5872
- [28] Jeon S, Park E Y, Choi W, Managuli R, Kim C 2019 *Photoacoustics* **15** 100136
- [29] Zhang Y P, Li E, Zhang J, Yu C Y, Zheng H, Guo G F 2018 *Rev. Sci. Instrum.* **89** 024701
- [30] Wang X, Huang L, Chi Z H, Jiang H B. 2021 *Phy. Med. Biol.* (Under Review)
- [31] Choi W, Park E Y, Jeon S, Kim C 2018 *Biomed. Eng. Lett.* **8** 1
- [32] Ji Z, Ding W Z, Ye F H, Lou C G 2016 *Ultrason. Imaging* **38** 276
- [33] Chi Z H, Liang X, Wang X, Huang L, Jiang H B 2020 *IEEE J. Electromagnet. RF Microwaves Med. Biol.* **99** 1
- [34] Yang J G, Zhang G, Wu M, Shang Q Q, Huang L, Jiang H B 2019 *J. Biophotonics* **12** e201900004

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

Xie Shi-Meng¹⁾²⁾ Huang Lin^{1)2)†} Wang Xue²⁾ Chi Zi-Hui¹⁾

Tang Yong-Hui²⁾ Zheng Zhu³⁾ Jiang Hua-Bei⁴⁾

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

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

3) (Department of Medical Imaging, Shenzhen Mindray Bio-Medical Electronics Co., Ltd., Shenzhen 518057, China)

4) (Department of Medical Engineering, University of South Florida, Tampa, FL 33620, USA)

(Received 30 November 2020; revised manuscript received 6 January 2021)

Abstract

Photoacoustic (PA) and thermoacoustic (TA) imaging can share a set of data acquisition and data processing system, in addition to different excitation sources. In this paper, a reflection mode PA/TA dual modality imaging based on a hollow concave array is proposed. The PA/TA signals are excited through the holes in the hollow array by using optical fiber and dipole antenna, respectively. The excited light, microwave and received ultrasonic signals are coaxial, forming a PA/TA dual modality imaging mode. Through the compensation and calibration of the transducer crystal phase and amplitude of the hollow part of the array, a 3-mm-diameter plastic tube filled with 0.9 wt.% salt water, safflower oil, human arm, back of hand and instep are successfully imaged, separately. These experimental results show that the spatial resolution of the PA/TA dual modality imaging system is 0.33 mm, and this technology has a potential to provide the optical and microwave absorption distribution of tissues at the same time by using the same hollow concave array, which is helpful in accurately detecting tumor, diabetic foot and other diseases, and has a wide range of clinical application prospects.

Keywords: photoacoustic/thermoacoustic, dual modality imaging, hollow array, hand-held

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

DOI: 10.7498/aps.70.20202012

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 61701076, 82071940, 62001075) and the Key Research and Development Program of Science and Technology Planning Project of Sichuan Province, China (Grant Nos. 2019YFS0119, 2019YFS0127).

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