

# 基于一维振镜扫描的快速微波热声显微成像\*

聂银强<sup>1) #</sup> 迟子惠<sup>2) 3) # †</sup> 陈磊<sup>1)</sup> 孟杨<sup>1) 3)</sup> 蒋华北<sup>4) ‡</sup>

1) (重庆邮电大学电子科学与工程学院, 重庆 400065)

2) (重庆邮电大学集成电路学院, 重庆 400065)

3) (重庆邮电大学, 光电信息感测与传输技术重庆市重点实验室博士后科研工作站, 重庆 400065)

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

(2025年7月29日收到; 2025年11月4日收到修改稿)

微波热声成像技术作为一种新兴生物医学成像方法, 融合了微波成像高对比度与超声成像高分辨率的优点. 微波热声显微成像作为其重要分支, 在继承其优点的基础上, 提供了观察更加精细组织特征的能力, 但传统栅型扫描机制因机械运动干扰微波场分布, 需要多次信号平均以保证信噪比, 且电机空程移动导致单次成像耗时较长, 制约了其实际应用. 本文提出并构建了一种基于一维振镜扫描的快速成像系统, 采用振镜-平移台混合架构, 通过优化扫描方式, 降低了微波场干扰, 同时减少了信号平均次数并缩减了空程耗时, 从而提升了成像速度. 设计的时序控制算法实现了微波激励、振镜运动与超声检测的精确同步, 适配扫描方式优化的图像重建算法有效校正了扫描过程中产生的畸变. 分辨率与对比度测试仿体实验, 与早期肿瘤模拟离体实验表明, 系统在速度提升超过10倍的同时, 保持了成像质量. 该方案有效提升了微波热声显微成像效率和稳定性, 为其实验室研究向临床应用转化奠定重要基础.

**关键词:** 微波热声成像, 微波热声显微成像, 振镜扫描, 成像速度

**DOI:** 10.7498/aps.75.20251014

**CSTR:** 32037.14.aps.75.20251014

## 1 引言

微波热声成像 (microwave-induced thermoacoustic imaging, MITAI) 技术是一种结合微波成像高对比度和超声成像高分辨率优点的新型生物医学影像技术. 该技术通过检测生物组织吸收微波能量后产生的热声信号, 实现了微波吸收功能成像与组织结构声学成像的信息融合. MITAI 的发展历程可追溯至19世纪末. 1880年, Bell<sup>[1]</sup>首次发现了热声效应. 1983年, Olsen 和 Lin<sup>[2]</sup>探索了利用脉

冲微波辐射进行声学成像的研究. 1999年, Kruger 等<sup>[3]</sup>率先实现了434 MHz频率下的热声乳腺成像. 2000年, Ku 和 Wang<sup>[4]</sup>对MITAI系统进行了重要改进, 并对热声信号特性、图像分辨率和对比度进行了系统分析. 近年来, 随着多个小组的深入研究, MITAI系统设计<sup>[5-10]</sup>、成像算法<sup>[11-17]</sup>及实际应用<sup>[18-26]</sup>等方面均取得了系列重要研究成果.

微波热声显微成像 (microwave-induced thermoacoustic microscopy, MITAM) 作为微波热声成像的重要分支, 在继承其优势的基础上, 进一步提升了观测细微组织结构的能力, 目前仍处于发展

\* 中国博士后科学基金 (批准号: 2022MD723722)、重庆市自然科学基金创新发展联合基金 (市教委) 项目 (批准号: CSTB2025NSCQ-LZX0106)、重庆市博士后研究项目特别资助项目 (批准号: 2021XJM2026)、重庆市博士后科学基金 (批准号: CSTB2023NSCQ-BHX0109) 和重庆市研究生科研创新项目 (批准号: CYS240426) 资助的课题.

# 同等贡献作者.

† 通信作者. E-mail: chizh@cqupt.edu.cn

‡ 通信作者. E-mail: hjiang1@usf.edu

初期. 2012年, Lou等<sup>[27]</sup>首次采用纳秒级脉宽的微波脉冲作为激励源, 成功实现了高分辨率热声成像. 然而由于该技术依赖于基于火花隙开关的兆瓦级高压脉冲微波源, 成本较高且存在抖动问题, 限制了其在MITAI领域的广泛应用. 2023年, Fang等<sup>[28]</sup>通过结合70 ns短脉宽微波激励与25 MHz高频聚焦超声换能器探测, 构建了一套三维空间分辨率达 $135\ \mu\text{m} \times 135\ \mu\text{m} \times 68\ \mu\text{m}$ 的微波热声显微成像系统, 并利用硬皮病生物组织离体成像验证其性能. 然而, 该系统仍面临速度慢、信噪比较低和场分布不均等问题. 其中, 速度受限源于传统栅型扫描机制对微波场产生干扰, 为保证信噪比需进行大量信号平均(通常超过500次), 同时电机空程移动时间(约每步0.2 s)也严重制约成像效率. 以100 Hz重复频率、 $0.14\ \text{mm} \times 0.2\ \text{mm}$ 步长及 $5\ \text{mm} \times 5\ \text{mm}$ 视场为例, B-scan单帧成像时间为187 s, 完成单次全帧成像更需长达4680 s(约1.3 h), 严重限制了实际应用效率.

针对上述速度瓶颈, 本研究在传统栅型扫描架构基础上提出一种新型扫描策略, 旨在提升成像速度并验证其可行性. 该系统采用振镜-平移台混合扫描机制, 通过优化扫描策略, 将传统栅型扫描中平移台带动超声换能器所需的移动次数从900次减少至36次( $0.14\ \text{mm} \times 0.2\ \text{mm}$ 步长、 $5\ \text{mm} \times 5\ \text{mm}$ 视场), 这一改进降低了传统栅型扫描对微波场的干扰. 而扫描过程中对微波场干扰的减弱也同步降低了微波场不稳定对系统的反向影响, 从而减少了对信号平均次数的需求; 同时, 利用振镜的高速特性有效缩短了扫描空程时间, 两者共同提升了成像效率. 相较于精度更高但更易受干扰的激光测振振镜, 本研究采用定位精度小于0.01 mm的激光打标振镜完全能够满足 $0.14\ \text{mm} \times 0.2\ \text{mm}$ 采集步长的要求, 同时其卓越的扫描速度也为未来实现更高速度的成像留下了提升空间. 与光声显微成像中常用的MEMS振镜<sup>[29,30]</sup>相比, 本研究采用的激光打标镜<sup>[31]</sup>具有成像范围更大、成本更低的特点; 其电机与镜片相互隔离的结构更易于实施有效的电磁屏蔽, 可有效抑制高频电磁场通过感应产生的干扰, 避免控制信号失准. 同时, 激光打标镜凭借物理可分离结构、更强的驱动信号以及金属外壳提供的天然屏蔽能力, 展现出更优的复杂电磁环境适应性. 在该混合扫描架构下, 基于自主开发的系统控制算法与扫描畸变校正重建方法, 系统在仿体与早期肿瘤模拟实验中表现出良好的成像性能,

实验结果与理论分析、实物图片或超声图像吻合良好. 总体而言, 本研究在保持成像质量的前提下, 实现了10倍以上的速度提升, 且视场越大优势越显著. 研究初步验证了一维振镜扫描在微波热声显微成像中的应用潜力, 为发展二维振镜扫描和多边形镜扫描等更高速扫描方式奠定了基础.

## 2 基础理论

### 2.1 微波热声信号的产生机制

当生物组织受到短脉冲微波辐射时, 其吸收微波能量导致局部温度升高, 继而引发热弹性膨胀效应并辐射出声波信号. 在声学性质均匀的介质中, 该声波产生过程可通过(1)式来描述<sup>[32]</sup>:

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta_e}{C_p} \frac{\partial H(\mathbf{r}, t)}{\partial t}, \quad (1)$$

其中,  $H(\mathbf{r}, t)$ 表示 $t$ 时刻位置 $\mathbf{r}$ 处的加热函数,  $c$ 表示声速,  $\beta_e$ 为物质的膨胀系数,  $C_p$ 表示比热容,  $p(\mathbf{r}, t)$ 表示时间 $t$ 时位置 $\mathbf{r}$ 处的声压, 也是该波动方程的解, 可以由(2)式表示<sup>[33]</sup>:

$$\begin{aligned} p(\mathbf{r}, t) &= \frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint \frac{\partial H(\mathbf{r}', t')}{\partial t'} \frac{d^3 \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} \Big|_{t'=t-|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|/v} \\ &= \frac{\beta I_0 c^2 \tau}{4\pi C_p} \oint_{s|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|=vt} A(\mathbf{r}') \frac{d\mathbf{r}'}{t}, \end{aligned} \quad (2)$$

其中,  $\tau$ 是微波脉冲持续时间,  $A(\mathbf{r}')$ 是空间微波吸收系数,  $I_0$ 是入射脉冲微波能量密度. (2)式表明, 探头接收到的微波热声信号的大小取决于微波吸收能量密度的大小.

对于微波吸收特性的表征, 可采用衰减常数近似描述, 如(3)式所示<sup>[34]</sup>:

$$\partial = \omega \sqrt{\frac{\mu\omega}{2} \left[ \sqrt{1 + \left( \frac{\sigma}{\omega\varepsilon} \right)^2} - 1 \right]}, \quad (3)$$

其中,  $\omega$ 表示微波角频率,  $\mu$ 表示磁导率,  $\varepsilon$ 表示介电常数,  $\sigma$ 表示电导率.

理论分析表明, 在均匀激励电场条件下, 生物组织内部的介电特性差异, 或者说等效电导率差异, 构成了微波热声成像的内源性对比机制, 即可通过微波热声成像对生物组织进行功能性成像<sup>[35]</sup>.

### 2.2 微波热声显微成像分辨率的影响因素

(1)式中热声信号声压可使用速度场的标量势表达, 如(4)式所示:

$$p(\mathbf{r}, t) = -\rho \frac{\partial}{\partial t} \phi(\mathbf{r}, t). \quad (4)$$

当只考虑  $z$  方向的一维问题时, (1) 式可以改写为 (5) 式<sup>[10]</sup>:

$$\frac{\partial^2}{\partial t^2} \phi(z, t) - c^2 \Delta \phi(z, t) = \left( \frac{\beta v^2}{\rho C} \right) \text{div} S, \quad (5)$$

其中,  $\phi(z, t)$  为速度场的标量势,  $c$  为声速,  $\text{div} S$  表示入射微波的坡印廷矢量散度. 一维坡印廷矢量可表示为  $S = I_0 e^{-\mu_a z} f(t) n_z$ , 式中  $I_0$  表示微波激励强度,  $\mu_a$  表示吸收系数,  $z$  表示深度,  $n_z$  表示  $z$  轴方向向量,  $f(t)$  表示微波对时间的依赖函数. 则 (5) 式可进一步表达成 (6) 式<sup>[36]</sup>:

$$\frac{\partial^2 \phi(z, t)}{\partial t^2} - c^2 \frac{\partial^2 \phi(z, t)}{\partial z^2} = - \left( \frac{\mu_a \beta v^2}{\rho C} \right) I_0 e^{-\mu_a z} f(t). \quad (6)$$

对 (6) 式左右两边同时进行傅里叶变换求解, 则在微波脉冲宽度为  $\tau$  的高斯波激励下的热声信号可由 (7) 式描述<sup>[27,37]</sup>.

$$p(\tau, t) = - \frac{I_0 \mu_a \beta c^2}{2C_p} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-\mu_a c |\tau - t|} \text{sgn}(\tau - t) dt. \quad (7)$$

根据 (7) 式, 热声压的时间分布与微波脉冲宽度有关, 微波脉冲宽度越窄, 热声信号持续时间越短, 图像分辨率越高. 因此, 在微波热声显微成像中,  $Z$  轴方向的轴向分辨率主要由微波脉冲宽度决定. 且可以通过 (8) 式进行估算<sup>[27]</sup>:

$$d = \tau c. \quad (8)$$

微波热声显微成像中, 采用点聚焦换能器进行信号采集, 可获得更高的灵敏度, 其焦斑直径决定了  $XY$  平面的衍射极限分辨率, 理论表达式如 (9) 式所示<sup>[38,39]</sup>:

$$\text{BD} = 1.02 \frac{Fc}{fD}, \quad (9)$$

其中,  $\text{BD}$  表示焦斑直径,  $F$  为换能器焦距,  $c$  表示介质中的声速,  $f$  为超声频率,  $D$  代表探头孔径. 需要特别说明的是, 在实际成像过程中, 系统的最终横向即  $XY$  平面分辨率由扫描步进角度与焦斑直径共同决定.

### 2.3 金属对微波场的干扰

探头在微波场的作用可以通过下式所示的电磁频域控制方程来描述:

$$\nabla \times \mu_r^{-1} (\nabla \times E(\mathbf{r})) - k_0^2 \left( \epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega \epsilon_0} \right) E(\mathbf{r}) = 0, \quad (10)$$

其中,  $\mu_r$  表示相对磁导率,  $E(\mathbf{r})$  表示电场强度矢量,  $k_0$  为真空波数,  $\epsilon_r$  为相对介电常数,  $\sigma$  为电导率,  $\omega$  为角频率,  $\epsilon_0$  为真空介电常数. 根据公式, 方程中的材料参数复介电常数  $\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega \epsilon_0}$  和相对磁导率  $\mu_r$  是决定场分布的内在因素. 当引入金属时, 其位置、形状、朝向及放置方式均会影响电磁场分布.

金属对微波场的干扰特性可通过穿透深度定量描述. 如下式所示<sup>[40]</sup>:

$$d = \sqrt{\frac{2\rho_e}{\omega \mu_0 \mu_{r'}}}, \quad (11)$$

其中,  $\rho_e$  是金属的电阻率,  $\omega$  为微波频率,  $\mu_0$  为真空磁导率,  $\mu_{r'}$  为相对复磁导率的实部. 该公式表明, 微波在金属中的穿透深度极浅, 绝大部分入射微波能量被金属表面反射. 金属的这种强反射特性使其在微波场中成为一个高效的反射边界, 通过入射波与反射波的叠加产生建设性或破坏性干涉, 从而改变空间电磁场分布. 值得注意的是, 系统中使用的超声探头长度为 50 cm, 而 3 GHz 微波对应的波长为 10 cm, 二者电尺寸可比, 这将产生一定的辐射效应, 会进一步增大对场的干扰. 本研究扫描架构通过将金属探头横向移出对样品的核心辐照区域, 有效降低了金属对微波场的反射与辐射效应, 使组织中的微波能量分布更接近其介电特性决定的自然状态. 同时, 采用  $\text{SiO}_2$  制成的振镜镜片引导声信号, 由于  $\text{SiO}_2$  属于低损耗介质, 具备低介电常数与极小介电损耗, 在微波频段近似透明, 几乎不引发反射、散射或能量吸收, 从而有效避免在核心辐照区引入额外干扰, 维持了组织中微波场分布的原生性与一致性. 这一优化策略降低了电磁能量分布的畸变, 为快速、高保真的热声成像提供了重要保障.

### 2.4 场仿真及验证

基于传统栅型扫描<sup>[11,28]</sup> 和本研究所提振镜-平移台混合扫描机制, 利用 CST 仿真软件建立了相应的电磁模型, 以评估两种扫描方式对微波场的干扰效应. 传统栅型扫描的仿真模型如图 1(a) 所示, 振镜-平移台混合扫描的模型示意图如图 1(c) 所示. 在两个模型中, 红色箭头指向探头, 蓝色箭头指向生物组织, 紫色箭头指向偶极子天线, 黄色箭头指向耦合油, 绿色箭头则指向振镜, 橙色箭头指向水柱, 黑色箭头指向铜网, 各组件对应的相对介

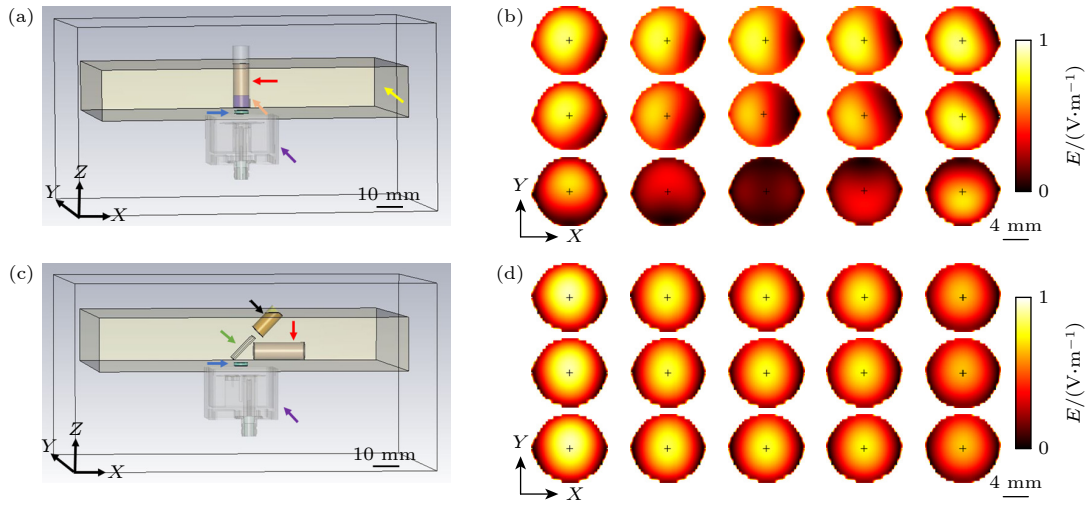


图 1 CST 仿真模型及电场分布结果 (a) 传统栅型扫描机制下的仿真模型; (b) 对应 (a) 的组织内电场分布; (c) 振镜-平移台混合扫描机制下的仿真模型; (d) 对应 (c) 的组织内电场分布

Fig. 1. CST simulation models and electric field (E-field) distribution results: (a) Simulation model under the conventional raster-scanning mechanism; (b) E-field distribution within the tissue corresponding to (a); (c) simulation model under the galvanometer-translational stage hybrid scanning mechanism; (d) E-field distribution within the tissue corresponding to (c).

电常数和电导率详见补充材料表 2(online). 在传统栅型扫描模型中, 参考文献 [11,28], 生物组织同样位于天线中心上方 1 mm 处; 超声探头置于生物组织上方 15 mm 处. 为保护探头并有效传播超声信号, 探头下方设置一直径为 12 mm 的水柱. 在振镜-平移台混合扫描模型中, 根据实际结构, 生物组织置于天线中心正上方, 距离为 1 mm; 扫描模块由振镜 (尺寸 21.5 mm × 28.5 mm) 与铜网 (直径 15 mm, 长度 28 mm) 组成, 以 45° 倾角放置于生物组织正上方, 其振镜中心与生物组织相距 12.5 mm; 超声探头位于振镜一侧, 与振镜中心对齐, 两者间距为 12.5 mm.

为评估扫描区域内的场分布特性, 本研究在一个 14 mm × 14 mm 的平面区域内设置了 5 × 3 的非对称网格点阵, 坐标点包括 (7, -7), (3.5, -7), (0, -7), (7, -3.5), (3.5, -3.5), (0, -3.5), (7, 0), (3.5, 0), (0, 0), (7, 3.5), (3.5, 3.5), (0, 3.5), (7, 7), (3.5, 7), (0, 7) (Y, X, 单位: mm), 该坐标点选取沿 Y 轴方向 (振镜扫描方向) 单侧分布, 旨在避免因系统结构对称性可能引起的数据解释偏差. 图 1(b), (d) 分别展示了传统栅型扫描机制与振镜-平移台混合扫描机制在上述 15 个坐标点处的电场分布. 结果显示, 图 1(b) 中 X 轴和 Y 轴方向的电场分布均存在差异; 而在图 1(d) 中, Y 轴的电场一致性好且均匀性更高, X 轴 (平移台扫描方向) 的电场强度虽呈减弱趋势, 但仍保持较高的均匀性特征. 为进

一步量化电场分布变化, 计算了两种扫描机制下周围 14 个点与中心点 (0, 0) 处电场分布的结构相似性 (structural similarity index measure, SSIM) 和均方误差 (mean squared error, MSE), 量化结果见补充材料图 S4(online). 量化分析表明, 振镜-平移台混合扫描机制下的电场分布更稳定且更均匀, 对微波场的干扰更小.

## 3 系统与方法

### 3.1 系统设计

本文提出的快速微波热声显微成像系统的结构示意图, 如图 2 所示. 该系统采用 3 GHz 微波源 (带宽: 50 kHz, 峰值功率: 60 kW, 脉冲持续时间: 70 ns, 重复频率: 100 Hz), 通过偶极子天线 (尺寸: 6 cm × 6 cm) 将微波馈入样品, 其表面平均功率密度为 11.67 mW/cm<sup>2</sup>, 低于 IEEE 安全水平标准 (3 GHz 为 20 mW/cm<sup>2</sup>). 在接收端, 系统采用集成化探测方案, 设计定制模具将超声换能器 (焦距: 25 mm; 中心频率: 10 MHz; -6 dB 带宽: 80%; V311, Olympus) 与扫描振镜 (定制, Scanner Optics Co. Ltd) 以 45° 固定角度集成装配, 确保换能器的焦平面始终与样品表面重合. 扫描振镜提供 ±20° 的机械偏转角度 (对应 Y 轴方向 14 mm 的最小扫描范围), 配合 X 轴方向的高精度平移台 (TSA, Zolix), 在保持空间分辨率不变的条件下,

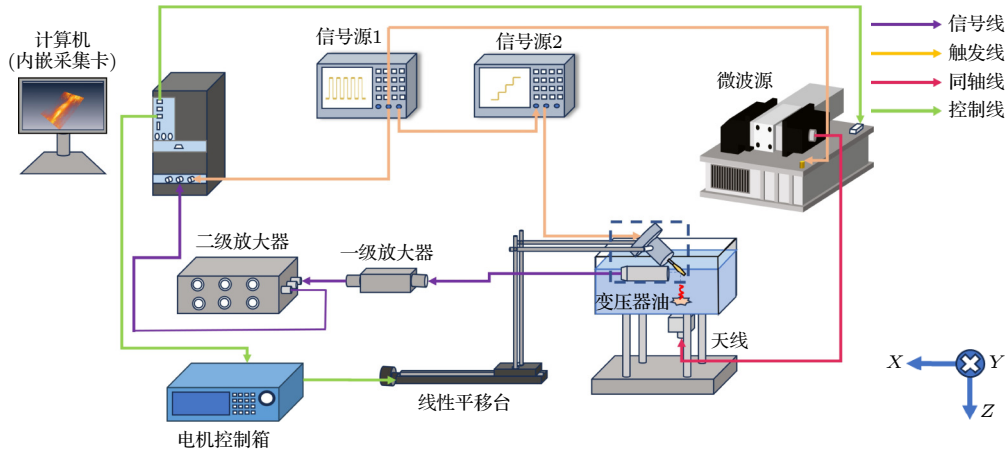


图 2 快速微波热声显微成像系统示意图

Fig. 2. Schematic of fast microwave-induced thermoacoustic microscopy imaging system.

可实现  $14 \text{ mm} \times 14 \text{ mm}$  以上的有效成像视场. 整个集成模块通过刚性支架固定在平移台上, 实验时, 需将探头与样品完全浸没在声耦合及微波耦合性能良好的变压器油中. 超声换能器接收信号后, 经小信号放大器 (CLC-10K0.5G-5510-S, Gain: 55 dB, Noise Figure: 1.0 dB, Suzhou Rebes Electronic Technology Co, Ltd) 和带放大功能的脉冲收发器 (DPR300, JSR) 两级放大, 再由采集卡 (PCI5122, National Instruments) 完成数据采集, 最终传输至计算机进行图像重建.

在微波热声成像中, 信噪比、穿透深度、对比度和分辨率均受微波脉冲特性的影响. 以乳腺癌为例 (见补充材料图 S1(online)), 其等效电导率随频率降低而减小, 导致在相同电场强度下低频激发的热声信号幅值下降、信噪比降低. 然而, 低频微波在组织中衰减较小, 可提升成像深度; 高频微波虽信噪比较高, 但穿透能力有限. 为兼顾信噪比与穿透深度, 并为保证良好的成像对比度, 现有研究多采用 1—6 GHz 频段进行微波激发 (见补充材料表 S1(online)), 其中, 3 GHz 附近最为常用<sup>[41]</sup>. 本研究聚焦于微波热声显微成像的速度提升方法, 面向肿瘤切缘检测的应用需求. 基于上述考量, 研究团队选用 3 GHz 微波源开发快速成像系统, 在保证信噪比与穿透深度及对比度的同时实现高效图像采集. 未来工作可在此基础上引入多频融合策略, 进一步提升对病灶的检测与辨识能力.

在成像频率确定为 3 GHz 的前提下, 为提升系统分辨率, 需综合考虑微波源的性能限制. 本实验采用的微波源可稳定输出的最窄脉冲宽度为 70 ns, 该脉冲所能激励产生的热声信号最高频率

成分约为 14 MHz, 系统的 Z 轴理论分辨率可达  $100 \mu\text{m}$  左右. 为兼顾高频分辨能力与低频信号响应, 本研究选用中心频率为 10 MHz、带宽 80% 的点聚焦超声探头, 其频率响应范围 (6—14 MHz) 可有效覆盖至 14 MHz.

在振镜选型方面, 鉴于微波环境中高频电磁场易通过空间辐射包括电磁感应和容性耦合等干扰 MEMS 振镜 (电磁驱动) 驱动电路, 导致控制信号失准; 而激光打标镜凭借其可分离的物理结构、更高的驱动信号强度、更强的抗干扰能力以及金属结构提供的天然电磁屏蔽, 能有效应对此环境. 同时, 结合成像范围与成本控制因素<sup>[31]</sup>, 选择更适应本需求的激光打标镜. 在超声探头频率确定的情况下, 需对焦距、焦斑、探头直径、振镜镜片尺寸及电机规格进行系统权衡. 常规振镜多采用大电机配小镜片的设计以实现高速扫描, 但此类结构在本系统中会因电机尺寸过大而导致可选用超声探头的直径偏小, 在探头焦距固定且频率一定的条件下, 根据 (9) 式, 焦斑尺寸将随之增大, 进而导致 X 轴和 Y 轴分辨率下降. 因此, 本研究采用小电机、大镜片的定制振镜方案. 该系统中, 微波源重复频率为 100 Hz, 根据  $0.14 \text{ mm} \times 0.2 \text{ mm}$  的扫描步长及  $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$  的视场范围计算, 所需最高扫描速率为 0.056 Hz. 所定制振镜系统的扫描速率优于 1 Hz, 完全满足实际使用需求. 在确定振镜电机与镜片尺寸后 (电机直径为 14 mm, 振镜尺寸为  $28.7 \text{ mm} \times 21.5 \text{ mm}$ ), 进一步依据几何约束选择确定探头直径, 确保探头水平安装时其下边缘不超出振镜镜片下边界, 避免因样品位置下移而增大成像距离、导致分辨率下降. 最终在固定焦距下, 确定

了适配的探头直径 (16.5 mm), 系统焦斑大小确定为 300  $\mu\text{m}$ . 在完成参数设计的基础上, 设计了探头-振镜一体化集成模具. 振镜电机电路以铝壳为基础, 外部进一步包裹铜箔并覆盖铜网 (铜网网孔尺寸为 74  $\mu\text{m}$ , 远小于系统中 3 GHz 微波源所激发的微波波长, 对该频率的微波具有较大的阻碍能力), 具备良好的电磁屏蔽能力, 可进一步确保系统在微波干扰下稳定工作. 此外, 该振镜系统在设计阶段即考虑场分布控制, 以最大限度降低对原始微波场的干扰.

### 3.2 时序控制

扫描控制与数据采集时序由 LabVIEW 自编程序与信号发生器 (DG4062, RIGOL) 协同实现, 时序如图 3 所示. 系统首先通过 LabVIEW 配置采集参数并初始化信号发生器的触发时序, 随后由信号发生器作为主时钟源, 同步触发微波脉冲发射和数据采集卡采样. 系统采用“逐点平均-连续扫描”的混合采集模式. 具体参数配置为: 重复频率  $f_{\text{rep}} = 100 \text{ Hz}$ 、扫描步长  $\delta_Y = 0.14 \text{ mm}$ ,  $\delta_X = 0.2 \text{ mm}$ , 5 mm  $\times$  5 mm 视场 (对应  $Y$  方向点数  $N_Y = 5/\delta_Y \approx 36$ ,  $X$  方向点数  $N_X = 5/\delta_X = 25$ , 总采集点数  $N_{\text{points}} = N_X \times N_Y = 900$ ), 每点平均次数  $N_{\text{avg}} = 50$ .

在每个扫描位置, 信号发生器以预设的重复频率触发微波脉冲  $N_{\text{avg}}$  次, 同时采集卡同步捕获相应次数的 A-line 信号, LabVIEW 实时进行信号累加与平均处理, 单点采集耗时  $\Delta t_0 = N_{\text{avg}}/f_{\text{rep}} =$

0.5 s. 完成当前 A-line 信号平均后, 振镜自动偏转至下一扫描位置继续采集, 累计完成  $N_Y = 36$  个扫描点 (即单帧 B-scan), 总耗时  $\Delta t_2 = N_{\text{points}} \times \Delta t_0 = 18 \text{ s}$ , 对应 B-scan 扫描速率为  $f_{\text{B-scan}} = 1/\Delta t_2 = 0.056 \text{ Hz}$ , B-scan 采集完成后, LabVIEW 通过电机控制箱驱动平移台步进, 耗时  $\Delta t_1 = 0.2 \text{ s}$ , 循环执行上述流程, 逐步构建三维数据集, 系统总运行时间  $\Delta t_3 = N_X \times (\Delta t_2 + \Delta t_1) = 455 \text{ s}$ . 最终, 系统调用 LabVIEW-MATLAB 联合接口, 基于专用重建算法生成三维微波热声显微图像.

在时序精度方面, 系统性能主要考虑 3 个关键因素的影响: 振镜响应时间抖动、触发延迟及时序误差. 在振镜响应方面, 系统采用的高精度激光打标振镜具有 100  $\mu\text{s}$  的理想阶跃响应时间, 实际响应时间抖动小于 5  $\mu\text{s}$ . 鉴于系统微波重复频率为 100 Hz (脉冲间隔 10 ms), 振镜的响应时间及其抖动均远小于采集间隔, 因此对系统时序精度的影响可以忽略. 在触发同步方面, 微波源与采集卡通过相同型号、等长度的 BNC 线缆经三通接口连接至同一总触发电源, 实现了硬件层面的同步触发. 该配置确保微波触发信号与采集触发信号可视为同时产生, 达到微秒级同步精度. 虽然热声信号需要一定的传输时间才能到达采集卡, 导致实际采集信号晚于触发时刻, 但采集卡被触发后进入阻塞状态 (阻塞时间大于 10 ms), 在此期间能够可靠捕获信号. 由于 BNC 信号传输线具有成熟的制造工艺, 其传输延迟低于 10 ns/m, 系统采用的 2 m 线缆总传输延迟小于 20 ns, 远小于采集卡的阻塞时间,

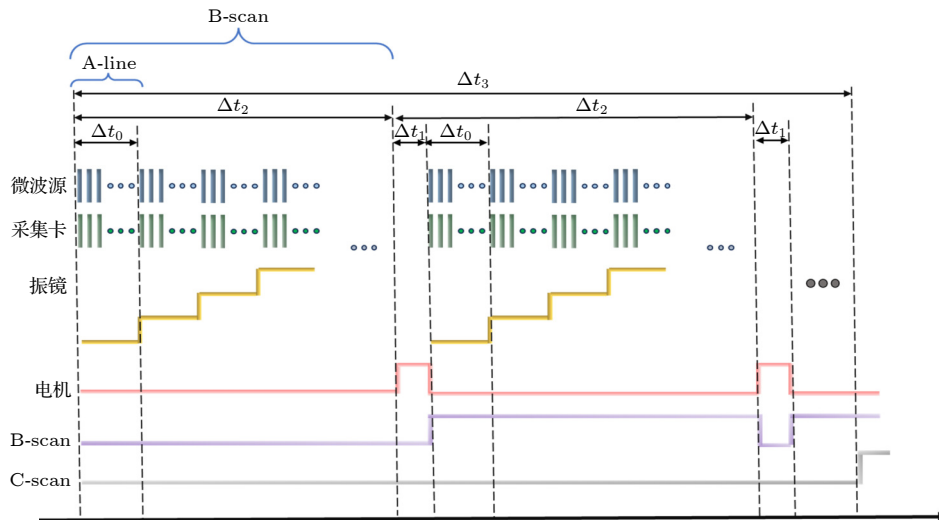


图 3 快速微波热声显微成像系统时序图

Fig. 3. Timing diagram for fast microwave-induced thermoacoustic microscopy system.

因此该延迟对系统时序精度的影响可忽略不计. 在时序误差方面, 系统时序精度主要取决于信号发生器的时基精度 (典型值 2 ppm (1 ppm =  $10^{-6}$ )). 在 100 Hz 重复频率工作条件下, 完成单条 A-line 采集的累计时序误差约为 1 ns, 整个 B-scan 采集过程的累计误差约为 100 ns. 同时, 振镜完成一个 B-scan 扫描 (周期约 50 s) 的累计周期误差约为 100  $\mu$ s. 综合触发信号误差与振镜运动误差, B-scan 总时序误差约为 100.1  $\mu$ s, 远小于脉冲触发间隔 (10 ms), 故在单个 B-scan 采集周期内, 此时序误差对系统性能的影响可忽略. 此外, 系统在每个 B-scan 采集完成后都会重新同步时序, 确保误差不会在多个 B-scan 间累积, 从而保证了整个系统时序的长期稳定性.

### 3.3 图像重建

传统的微波热声显微成像通常基于逐点线性扫描的超声换能器进行信号采集, 其数据采集模型如补充材料图 S4(a)([online](#)) 所示. 在该模型下, 采集得到的数据矩阵直接对应于直角坐标系, 即数据存储模型与数据采集模型一致, 因此可直接对数据矩阵进行处理, 重建三维图像并生成最大值投影图像. 然而, 本研究采用基于振镜的扇形扫描机制, 其扫描模型如补充材料图 S4(b)([online](#)) 所示. 在该机制下, 实际采集的数据呈棱台状分布, 若直接使用该长方体存储模型进行图像重建, 实际采集的扇形数据将被错误压缩为一个以最小上表面为基准的长方体, 导致几何形状与真实数据不符, 从而引入畸变. 因此, 在图像重建过程中, 需将实际存储时对应于补充材料图 S4(a)([online](#)) 的长方体模型转换为补充材料图 S4(b)([online](#)) 所示的棱台模型, 使数据存储模型与数据采集模型保持一致, 从而实现畸变校正.

设原始数据存储矩阵为  $D \in \mathbb{R}^{N_X \times N_Y \times N_Z}$ , 其中,  $N_X$  表示  $X$  轴方向的采集点数,  $N_Y$  表示  $Y$  轴方向的采集点数,  $N_Z$  表示声速方向的采集点数. 对于矩阵中的每一个元素  $D_{k,i,j}$ , 其在三维空间中的坐标  $(X_k, Y_{i,j}, Z_{i,j})$  可以由下式确定:

$$\begin{cases} X_k = (k-1) \cdot \delta_X, & k \in \{1, 2, \dots, N_X\}, \\ Y_{i,j} = \rho_{i,j} \cdot \sin \vartheta_i - d_{\text{offset}}, & i \in \{1, 2, \dots, N_Y\}, \\ Z_{i,j} = \rho_{i,j} \cdot \cos \vartheta_i - d_{\text{offset}}, & j \in \{1, 2, \dots, N_Z\}, \end{cases} \quad (12)$$

其中,  $\delta_X$  表示  $X$  轴的采样间隔 (单位: mm),  $d_{\text{offset}}$  表示振镜与探头之间的直线距离 (单位: mm),  $\rho_{i,j}$  表示热声信号在第  $j$  个采样点时的有效传播距离, 可以由 (13) 式描述,  $\vartheta_i$  表示当前扫描角度, 可以由 (14) 式表示:

$$\rho_{i,j} = j \cdot \delta_p + s_{\text{start}} \cdot \delta_p, \quad (13)$$

$$\vartheta_i = -\frac{\Phi}{2} + (i-1) \cdot \frac{\Phi}{N_Y - 1}, \quad (14)$$

其中,  $s_{\text{start}}$  表示声轴的起始采样点,  $\Phi$  表示振镜的最大偏转角度 (单位:  $^\circ$ ),  $\delta_p$  表示声轴采样间距, 可以由 (15) 式表示:

$$\delta_p = c \times 1000 / f_s, \quad (15)$$

其中,  $c$  表示声速 (单位: m/s),  $f_s$  表示采集卡的采样率 (单位: Hz).

由于根据实际坐标做最大值映射时会浪费算法空间及时间效率, 故可以用确切采样点附近一定范围内的最大值作为当前区域的代表值. 则  $(X_k, Y_{i,j}, Z_{i,j})$  处的值可以由 (16) 式表示:

$$M(X_k, Y_{i,j}, Z_{i,j}) = \max \left\{ D_{k,i,j} \left| \begin{array}{l} k \in \left[ \frac{X}{\delta_X} \right] + \{0, 1\}, \\ i \in \left[ \frac{\vartheta}{\Delta\vartheta} \right] + \{0, 1\}, \\ j \in \left[ \frac{Z}{\delta_p} \right] + \{0, 1\}, \end{array} \right. \right\} \quad (16)$$

其中,  $\Delta\vartheta$  表示角度间距, 可以由 (17) 式表示:

$$\Delta\vartheta = \Phi / (N_Y - 1). \quad (17)$$

完成数据重构后, 可得到一个三维特征矩阵. 通过对每条 A-line 信号提取最大值并投影至  $XY$  平面, 即可生成二维最大强度投影矩阵.

依据上述公式优化的适配振镜扇形扫描方式的图像重建算法, 采用了高效近似策略, 在提升计算速度的同时, 也会引入一定的图像伪影. 其成源于前后两个处理环节的误差耦合: 前端的坐标映射过程 ((12) 式—(15) 式) 涉及三角函数的浮点计算, 会引入非均匀的位置映射误差, 导致信号值被赋值到偏离其真实物理位置的网格点上. 而后端的最大值投影策略 ((16) 式) 则进一步放大该误差——该策略的本质是放弃对理论精确位置的搜索, 转而获取一个固定邻域内的最强信号响应. 因此, 任何因前端映射偏差而处于当前网格邻近区域的强反

射信号, 都会被算法捕获并错误地聚合到同一投影位置, 最终在图像中表现为重影或拖尾等伪影. 本研究通过数据模型统一校正了主要的系统畸变, 而此类由数值精度与效率权衡所导致的细微伪影, 则可以通过常规图像处理流程进行抑制 (相关处理流程详见补充材料图 S2(e)(online); 处理前后的数据对比, 请分别参见补充材料图 S2 (online) 与正文图 4).

## 4 实验结果与讨论

### 4.1 铜丝实验

为评估系统的三维分辨率特性, 实验选取了 3 根直径为  $90\ \mu\text{m}$  的铜丝进行平行排列, 其空间排

布如图 4(a) 所示. 具体配置如下: 1 号与 2 号铜丝采用水平共面布置, 中心间距为  $3\ \text{mm}$ ; 2 号与 3 号铜丝则以垂直方向共面布置, 间距为  $2\ \text{mm}$ , 两组铜丝所在平面相互正交. 图 4(b) 展示了相应的三维 MITAM 图像 (未经滤波处理的原始图像见补充材料图 S2(online)). 在  $X$  轴分辨率测试中, 将铜丝调整为垂直于  $X$  轴方向 (平行于  $YZ$  平面). 图 4(c) 显示了 1 号和 2 号铜丝沿  $Z$  轴方向投影的二维 MITAM 图像, 图 4(d) 为对应白色虚线的热声信号剖面图. 根据文献 [42] 中的典型分辨率计算方法: 首先选取剖面曲线最大振幅的  $1/2$  处 (点  $A_1$  和点  $B_1$ ) 和  $1/4$  处 (点  $A_2$  和点  $B_2$ ), 分别测量  $A_1$  与  $A_2$ ,  $B_1$  与  $B_2$  的间距, 将二者相加后得到  $X$  轴方向的分辨率为  $332\ \mu\text{m}$ .

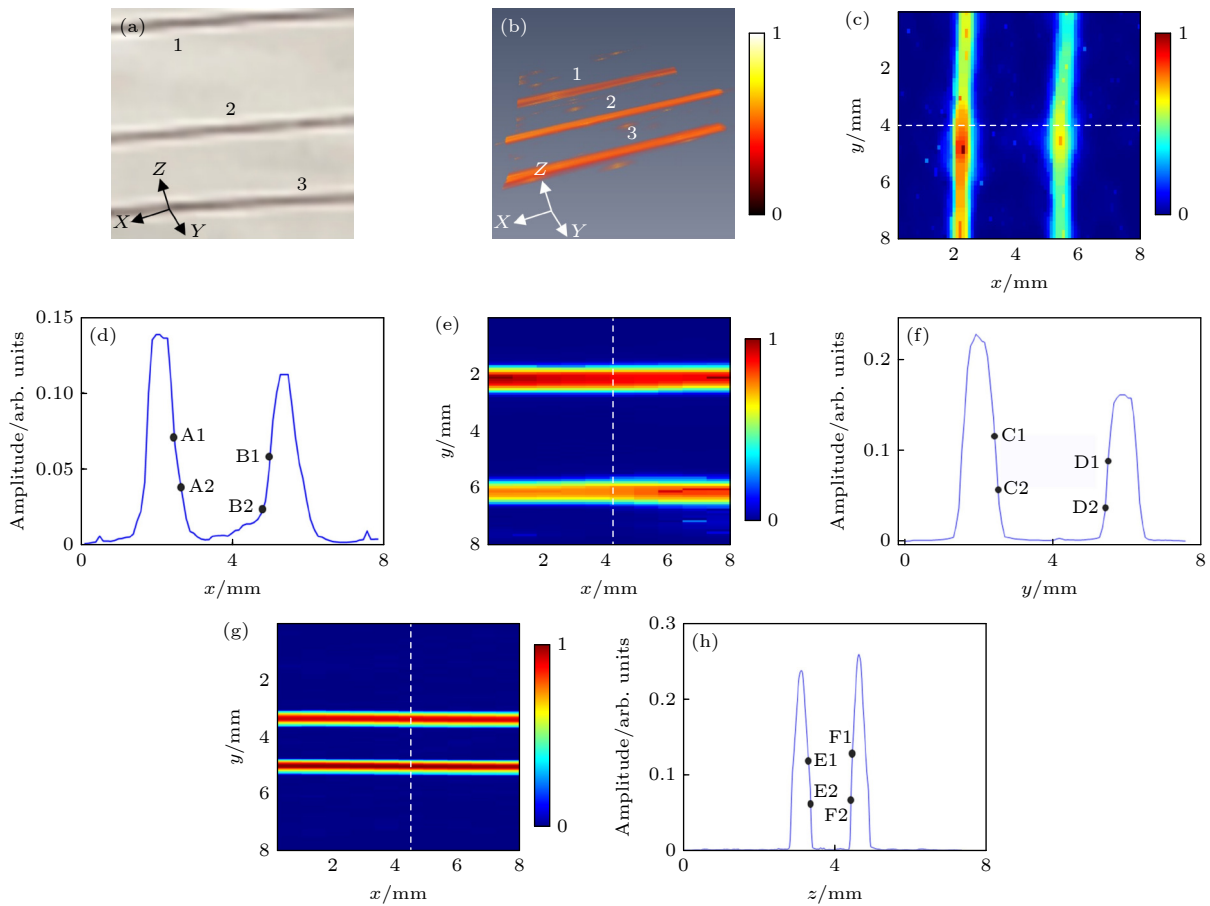


图 4 铜丝分辨率测试实验 (a) 直径为  $90\ \mu\text{m}$  的铜丝实物图; (b) 三维热声图像; (c)  $X$  轴分辨率测试时沿  $Z$  轴方向投影的 1 号和 2 号铜丝的二维热声显微图像; (d), (c) 图中沿白色虚线的热声信号剖面图; (e)  $Y$  轴分辨率测试时沿  $Z$  轴方向投影的 1 号和 2 号铜丝的二维热声显微图像; (f), (e) 图中沿白色虚线的热声信号剖面图; (g)  $Z$  轴分辨率测试时 2 号与 3 号铜丝沿  $Y$  轴方向投影的二维热声显微图像; (h), (g) 图中沿白色虚线的热声信号剖面图

Fig. 4. Copper wire experiment: (a) Photograph of  $90\ \mu\text{m}$ -diameter copper wires; (b) 3D FTAM image; (c) 2D FTAM images of copper wires 1 and 2 along the  $z$ -axis for  $X$ -axis resolution testing; (d) thermoacoustic signal profile along the white dashed line in (c); (e) 2D FTAM images of copper wires 1 and 2 along the  $Z$ -axis for  $Y$ -axis resolution testing; (f) thermoacoustic signal profile along the white dashed line in (e); (g) 2D FTAM images of copper wires 2 and 3 along the  $Y$ -axis for  $Z$ -axis resolution testing; (h) thermoacoustic signal profile along the white dashed line in (g).

类似地, Y轴分辨率测试时将铜丝调整为垂直于 Y轴方向(平行于 XZ平面). 图 4(e) 展示了 1 号和 2 号铜丝沿 Z轴方向投影的二维 MITAM 图像, 图 4(f) 为对应的信号剖面曲线. 采用与 X轴相同的分辨率计算方法, 计算得出 Y轴分辨率为 324  $\mu\text{m}$ . 对于 Z轴分辨率测试, 将铜丝方向调整为垂直于 Z轴(平行于 XY平面). 图 4(g) 显示了 2 号与 3 号铜丝沿 Y轴方向投影的二维 MITAM 图像, 图 4(h) 为对应的信号剖面曲线. 通过相同计算方法, 得到 Z轴分辨率为 79  $\mu\text{m}$ .

实验结果表明, 系统的 X轴 332  $\mu\text{m}$ 、Y轴 324  $\mu\text{m}$  的实测分辨率与 300  $\mu\text{m}$  的理论焦斑直径相符, 其偏差在预期范围内, 实验过程中, 在聚焦长度范围内移动换能器时, 由于超声波的衰减效应以及样品所在层面声学焦斑的实际尺寸通常大于理论值, 会导致实测分辨率有所下降. 在 Z轴方向上, 基于 70 ns 脉冲宽度计算得到的理论分辨率约为 100  $\mu\text{m}$ , 而实际成像测得值约为 79  $\mu\text{m}$ . 这一差异主要源于实际输出的脉冲宽度略小于设定值, 导致依据脉宽计算的理论分辨率偏大. 同时, 考虑到超声换能器的半波长决定了其极限分辨率约为 55  $\mu\text{m}$ , 实际测得的 Z轴分辨率与理论预期具有良好的—致性, 表明理论模型与实际成像结果相符.

此外, 注意到图 4(c) 中铜丝信号存在空间不均匀性, 且图 4(c), (e) 在信号上存在差异, 这分别源于微波与金属相互作用的物理机制以及图像采集时环境的差异. 具体来说, 在微波热声成像过程中, 铜丝的电磁响应相当于天线<sup>[43,44]</sup>的微波场驱动金属铜丝的表面电荷产生感应电流, 因此金属铜丝吸收电场能量并产生升温. 虽然铜丝本身的热胀冷缩效应很弱, 但其可以周期性地加热周围介质, 使周围介质的压力周期性变化, 然后产生球面声波. 关于图 4(c) 中图像分布不均匀的原因可以从两个方面解释: 首先, 微波作用于铜丝所产生的电磁效应与铜丝在偶极子天线辐射场中的位置有关; 其次, 任意两根铜丝作为次辐射源产生的次级电磁场, 会在第 3 根铜丝位置与原始微波场发生叠加, 可能引起局域场强的增强或衰减效应. 两幅图像之间的差异则主要来源于样品采集时的环境变化. 图 4(c) 为铜丝样品沿平移台移动方向(即垂直于振镜旋转方向)的成像结果, 用于进行 X轴分辨率计算, 而图 4(e) 则为同一样品沿振镜旋转方向(即垂直于平移台移动方向)的成像, 以进行 Y轴分辨

率计算. 尽管两幅图像来自同一铜丝样品, 但在完成图 4(c) 的采集后, 需将样品旋转 90°以进行图 4(e) 的采集. 在此旋转过程中, 铜丝与天线的相对位置难以保持完全一致, 因此两次成像时样品所处的微波场分布存在差异, 从而导致图 4(c), (e) 存在差异.

## 4.2 盐水管成像

为验证该系统的对比度性能, 实验采用内径 0.2 mm 的毛细管制备了 2% 和 3% 两种浓度的盐水管样品. 如图 5(a) 所示, 其中 1 号样品为 2% 浓度, 2 号样品为 3% 浓度. 系统获取的二维 MITAM 图像如图 5(b) 所示, 可以清晰观察到两根盐水管的形态特征. 图 5(c) 统计了图 5(b) 中两根盐水管选中区域的像素值及其理论等效电导率<sup>[45,46]</sup>. 实验结果表明, 2% 与 3% 浓度盐水的热声信号幅值随等效电导率升高呈相似趋势, 但二者信号幅值的实际比值与理论比值存在差异. 该差异主要归因于成像区域内微波场分布的不均匀性. 如 (1) 式和 (2) 式所示, 热声信号强度由局部加热函数决定, 而该函数

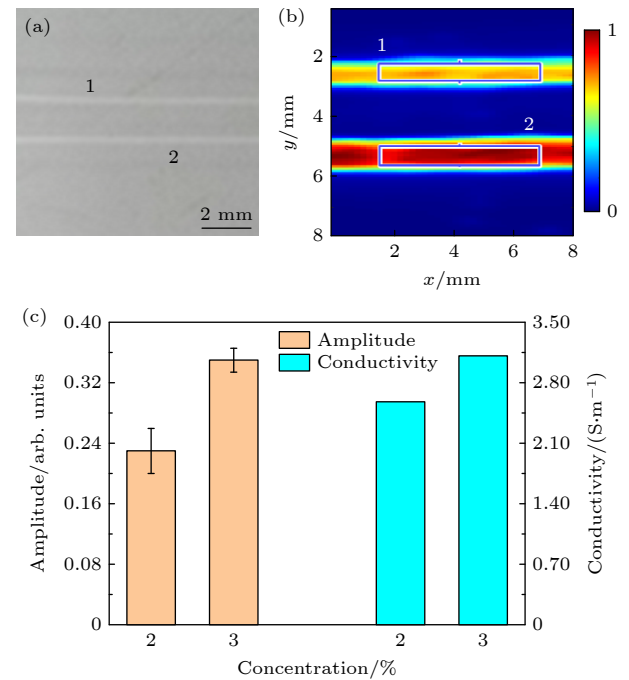


图 5 盐水管对比度测试实验 (a) 内径 0.2 mm 的盐水管实物图; (b) 二维热声显微图像; (c) (b) 图中选中区域像素值的统计结果以及与 2%, 3% 浓度盐水管的理论电导率对比图

Fig. 5. Saline tube experiment: (a) Photograph of saline tubes with 0.2 mm inner diameter; (b) 2D FTAM image; (c) statistical results of pixel values in the selected region from (b), with theoretical electrical conductivity values for 2% and 3% saline concentration tubes.

直接受微波能量空间分布的影响, 导致处于不同空间位置的样品吸收的微波能量有所不同. 此外, 手工配制盐水管过程中不可避免的盐溶液浓度波动, 也引入了一定的样品间误差.

总体而言, 该系统能够定性反映不同浓度盐水管的等效电导率差异, 证实了该系统具有良好的对比度成像能力.

### 4.3 深度成像

为评估系统在深度方向的成像能力, 实验采用 3 根浓度为 10% 的盐水管作为目标物, 分别置于不同深度位置, 并制备了两组样品. 第 1 组样品如图 6(a) 所示, 其中 1 号与 2 号、2 号与 3 号盐水管之间的深度间隔均约为 5 mm, 所有盐水管在制备时均置于空气中. 实际成像过程中, 样品整体浸没于变压器耦合油中进行测量. 从图 6(b) 所示的三维和二维微波热声图像中可清晰识别出 3 根盐水管的信号. 第 2 组样品如图 6(c) 所示, 其中 4 号与 5 号、5 号与 6 号盐水管之间的深度间隔同样约为 5 mm, 所有盐水管均内嵌于厚度约 13 mm 的脂肪中. 成像时, 该样品同样整体浸没于变压器油中. 从图 6(d) 所示的三维和二维微波热声图像中可识别出 3 根盐水管的信号, 但第 3 根盐水管 (6 号) 的信号有所减弱.

两组实验结果表明, 在生物组织中进行微波热声成像时, 其有效探测深度相较于空气中有所降低, 但仍不低于 10 mm. 此外, 从图 6(b) 可见深度较大的盐水管信号出现展宽, 这主要源于所使用的点聚焦超声换能器的声学特性: 在偏离焦平面的位置, 焦斑尺寸逐渐增大, 导致横向分辨率随深度增大而降低. 该现象可通过后续开发专用算法进行改善. 而在图 6(d) 中, 相较于图 6(b), 部分信号出现进一步展宽, 主要原因可能是盐水管在嵌入脂肪过程中受到挤压而发生形变. 对于 6 号盐水管未出现明显展宽的现象, 则可能是由于其埋藏深度较大, 部分周围的微弱热声信号未能穿透组织被换能器接收所致.

需要强调的是, 成像深度与成像速度并无直接关联. 系统的成像深度主要取决于微波能量特性、超声传播特性以及换能器性能参数. 本系统采用的超声换能器在 -6 dB 范围内的场深为 4 mm. 在 10 mm 深度处, 尽管超出最佳场深范围导致空间分辨率出现合理下降, 系统仍能保持良好的信噪比实现有效成像. 因此, 本文的仿体实验仅设定在 10 mm 左右的深度, 未开展更深度的测量. 如需进一步提升成像深度, 可考虑采用场深更大的超声换能器, 并在必要时配合脉冲功率更高的微波源, 但这需要在现有系统基础上进行更深入的设计与优化.

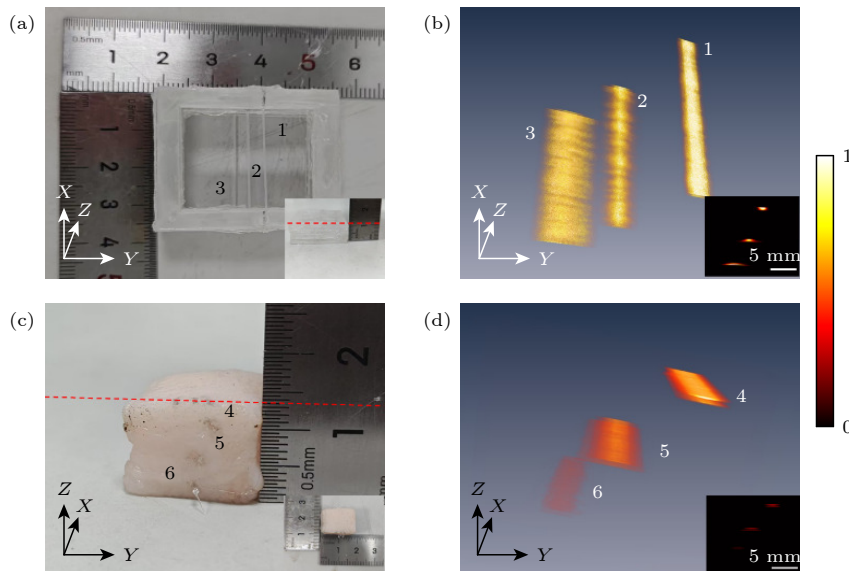


图 6 深度成像 (a) 置于空气中的样品实物图; (b) (a) 图中样品对应的三维及二维微波热声图像; (c) 嵌入脂肪中的样品实物图; (d) (c) 图中样品对应的三维及二维微波热声图像

Fig. 6. Depth imaging: (a) Photograph of the sample placed in air; (b) corresponding 3D and 2D microwave-induced thermoacoustic images of the sample in (a); (c) photograph of the sample embedded in fat; (d) corresponding 3D and 2D microwave-induced thermoacoustic images of the sample in (c).

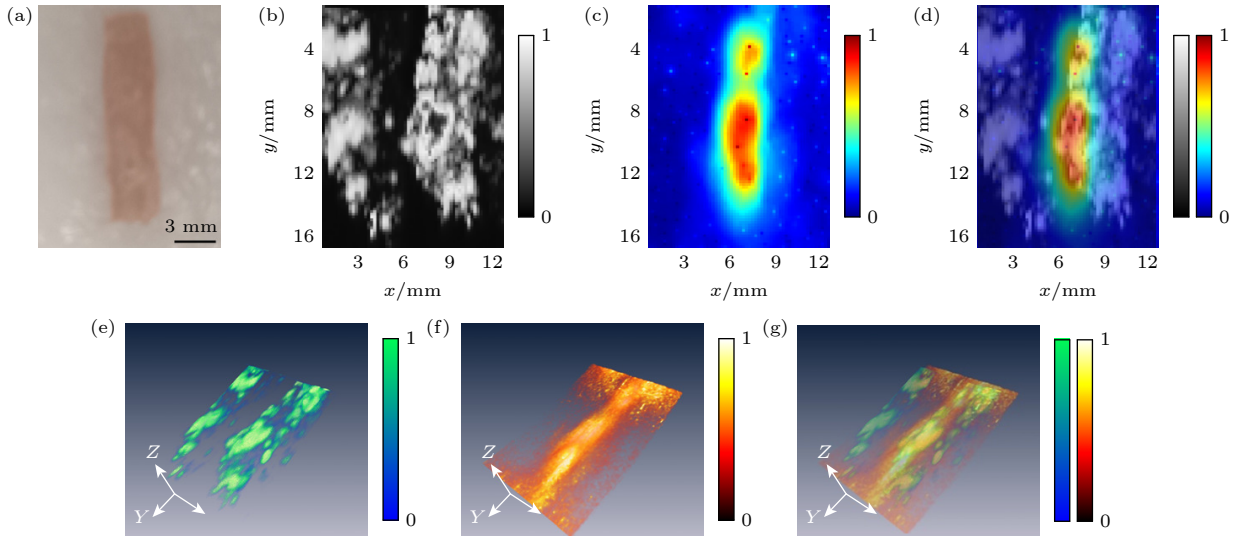


图7 早期肿瘤模拟成像 (a) 实物图; (b) 二维超声显微图像; (c) 二维热声显微图像; (d) 二维热声/超声显微融合图像; (e) 三维超声显微图像; (f) 三维热声显微图像; (g) 三维热声/超声显微融合图像

Fig. 7. Early-stage tumor simulation imaging: (a) Photograph of the phantom; (b) 2D ultrasound image; (c) 2D TAM image; (d) 2D thermoacoustic-ultrasound image; (e) 3D ultrasound image; (f) 3D TAM image; (g) 3D thermoacoustic-ultrasound image.

#### 4.4 早期肿瘤模拟成像

为验证该系统在生物组织方面的成像潜力,开展了早期模拟肿瘤成像实验.以乳腺癌为例,由于肿瘤组织的电导率通常高于周围脂肪组织,微波热声成像技术理论上能够提供高对比度的图像,从而有效检测病灶.参考文献[47,48],实验采用新鲜五花肉作为模拟样本,通过切取薄肌肉层及其周围脂肪组织来模拟乳腺肿瘤及其周围正常组织.其中,肌肉组织的宽度为3 mm,呈长条状结构,如图7(a)所示.研究分别对样品进行了超声显微成像和快速热声显微成像的对比实验.

在超声成像结果中,图7(b), (e)分别展示了二维和三维图像.结合实物结构分析发现,超声信号在部分病灶区域呈现较强响应,但在其他病灶区域的信号反而弱于非病灶区域,脂肪组织的信号干扰影响了病灶位置的准确判断.此外,超声信号主要集中于样品表面区域,对内部信号的捕捉能力相对有限.相比之下,热声显微成像结果如图7(c), (f)所示,其二维和三维图像均能清晰显示病灶及其边界特征,脂肪组织对成像的干扰较小,且该系统能够提供更丰富的深度信息.图7(d), (g)进一步展示了超声与热声图像的二维及三维融合结果.实验结果表明,虽然超声成像具备一定的肿瘤检测能力,但受脂肪干扰较大,难以准确区分肿瘤边界.而热声成像在肿瘤检测方面表现更优,不仅受脂肪影响小,还能清晰显示边界区域,验证了该MITAM

技术在快速检测早期肿瘤切缘的应用潜力.

## 5 结论

本文提出并构建了一种基于一维振镜扫描的微波热声显微成像系统,采用振镜-平移台协同扫描的工作模式实现了三维成像.利用微波热声成像领域中经典的铜丝分辨率测试和盐水管对比度验证实验证明[4,49,50],系统在保持良好成像性能的同时,实现了18 s/帧的B-scan成像速度(100 Hz重复频率、0.14 mm×0.2 mm步长、5 mm×5 mm视场,等效帧率为0.056 Hz).铜丝实验测得系统分辨率为 $332\ \mu\text{m}\times 324\ \mu\text{m}\times 79\ \mu\text{m}$ ;不同浓度(2%与3%)盐水管对比实验证实了系统具备良好的对比度分辨能力;模拟肿瘤实验进一步验证了该系统在生物组织中的成像有效性,初步展现了其在肿瘤切缘快速检测中的应用潜力.基于仿体与离体组织的性能验证结果,为后续进一步发展二维振镜扫描架构并结合反射式热声显微成像方案,开展活体实验研究确立了必要的性能基准和实验依据.

在成像性能方面,成像深度与信噪比具备进一步提升的潜力.具体而言,可在微波激发环节引入金属反射结构[47],通过优化电磁场分布,在不影响系统其他性能的前提下,有效增强成像深度与信号强度;同时,也可结合经典算法或开发新型图像重建算法,进一步提升图像信噪比与结构完整性,从

而共同优化系统的综合性能. 此外, 当前广泛研究的光声成像 (photoacoustic imaging, PAI) 技术通常具有更高的空间分辨率与信噪比<sup>[51-53]</sup>, 其层析成像模式可实现厘米级成像深度<sup>[51]</sup>, 显微成像模式的探测深度一般局限于毫米级<sup>[51,53-55]</sup>. MITAI 以微波为激发源, 能突破光学穿透深度的限制, 其层析成像模式可实现数十厘米级的深层组织成像<sup>[52]</sup>. 根据本研究中如图 6 所示深度成像实验数据, 其显微模式的穿透深度不小于 10 mm. MITAI 信号和 PAI 信号的本质均为超声波, 两者均通过探测超声波进行成像, 使得两种技术可共用一套数据采集和处理模块, 降低技术间的图像配准难度和集成成本, 具备天然的融合优势. 基于上述特性, 未来有望构建融合光声显微成像高分辨率与微波热声显微成像深穿透能力的双模态成像系统, 集成生物组织的光学吸收特性和微波介电吸收特性, 实现深层组织微观结构的功能特征观测.

在成像速度方面, 本系统的扫描效率主要受限于微波源的重复频率以及每个 A-line 信号所需的平均次数, 即最大扫描速率=重复频率/平均次数. 其中, 平均次数主要取决于信噪比, 而信噪比又受到微波场稳定性及场强的影响. 如图 1 所示的仿真结果表明, 所提出的振镜-平移台混合扫描机制能够有效降低对微波场的干扰, 而扫描过程中对微波场干扰的减弱也同步降低了微波场不稳定对系统的反向影响, 从而降低了对信号平均次数的需求, 进而改善了成像效率. 基于当前系统的噪声水平, 为保证图像质量, 每个 A-line 仍需 40—50 次的信号平均. 如补充材料图 S5(online) 所呈现的铜丝原始信号所示, 传统栅扫时采用 500 次信号平均情况下的信噪比 SNR 为 15.59 dB, 本系统扫描模式采用 50 次情况下 SNR 达到 13.77 dB, 由此推测后者单次激发的 SNR 至少与前者可比拟的. 该平均次数可保证成像质量, 使得该系统能够清晰区分电导率为 2.58 S/m(2% 浓度) 与 3.11 S/m(3% 浓度) 的样品, 具体可见图 5, 两者的绝对差值为 0.53 S/m, 相对差异比为 1:1.21. 鉴于该结果, 可以认为该初步构建的成像系统能够灵敏地呈现电导率差异不低于 0.53 S/m 的不同样品, 即电导率分辨率至少达到了 0.53 S/m. 目前, 扫描速度的提升仍受到微波脉冲重复频率的硬性限制. 微波重复频率直接决定了系统单位时间内可执行的激发次数, 因而也严格限制了振镜的最大扫描速率. 若采

用更高重复频率的微波源, 将可进一步提升系统的成像速度.

此外, 虽然振镜扫描的引入有效降低了扫描过程对微波场的干扰并提升了成像速度, 但保留的一维平移台仍会导致局部区域的微波场干扰. 为了进一步提高速度, 后续研究可考虑采用二维振镜架构和多边形镜扫描架构等替代当前混合机制<sup>[56,57]</sup>. 然而, 此类方案需进一步研究其与微波场的交互机制, 并需开发相应的控制时序与图像重建算法, 其系统复杂性、电磁兼容性和成本也将面临新的挑战. 本研究为扫描技术的后续迭代提供了可行性基础, 未来将在当前基础上重点探索更高效、更实用的扫描策略.

## 参考文献

- [1] Bell A G 1880 *Am. J. Sci.* **s3-20** 305
- [2] Olsen R G, Lin J C 1983 *Bioelectromagnetics* **4** 397
- [3] Kruger R A, Kopecky K K, Aisen A M, Reinecke D R, Kruger G A, Kiser W L 1999 *Radiology* **211** 275
- [4] Ku G, Wang L V 2000 *Med. Phys.* **27** 1195
- [5] Kruger R A, Miller K D, Reynolds H E, Kiser W L, Reinecke D R, Kruger G A 2000 *Radiology* **216** 279
- [6] Singhvi A, Boyle K C, Fallahpour M, Khuri-Yakub B T, Arbabian A 2019 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **66** 1587
- [7] Ren M Y, Cheng Z W, Wu L H, Zhang H M, Zhang S X, Chen X Y 2022 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **70** 175
- [8] Wu L H, Cheng Z W, Ma Y Z, Li Y J, Ren M Y, Xing D, Qin H 2021 *IEEE Trans. Med. Imaging* **41** 1080
- [9] Zhao S X, Wang H H, Li Y J, Nie L M, Zhang S X, Xing D, Qin H 2021 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **69** 725
- [10] Liang X, Guo H, Liu Q, Wu C F, Gong Y B, Xi L 2020 *Appl. Phys. Lett.* **116** 013701
- [11] Chen Y, Chi Z H, Du S, Fang Q C, Jiang H B 2024 *Appl. Phys. Lett.* **124** 163702
- [12] Xu M H, Xu Y, Wang L H V 2003 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **50** 1086
- [13] Wan P C, Liu S L, Tian R P, Shang X, Peng W T 2023 *J. Appl. Phys.* **133** 103101
- [14] Liu S L, Zheng Z, Sun X X, Zhao Z Q, Zheng Y J, Jiang H B 2019 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **67** 2206
- [15] Luo Z X, Li C Z, Liu D T, Wang B S, Zhang L J, Ma Y X 2023 *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **71** 2652
- [16] Evans A L, Ma C, Hagness S C 2022 *Biomed. Phys. Eng. Express* **8** 035020
- [17] Mast T D, Johnstone D A, Dumoulin C L, Lamba M A, Patch S K 2023 *Phys. Med. Biol.* **68** 025003
- [18] Kruger R A, Kiser W L, Reinecke D R, Kruger G A, Miller K D 2003 *Mol. Imaging* **2** 113
- [19] Chi Z H, Huang L, Wu D, Long X J, Xu X L, Jiang H B 2022 *Med. Phys.* **49** 84
- [20] Huang L, Zheng Z, Chi Z H, Jiang H B 2021 *Med. Phys.* **48** 4242
- [21] Xiang H J, Zheng Z, Huang L, Qiu T T, Luo Y, Jiang H B 2021 *Med. Phys.* **48** 1608
- [22] Kellnberger S, Hajiaboli A, Razansky D, Ntziachristos V 2011 *Phys. Med. Biol.* **56** 3433

- [23] Tamimi E A, Xin H, Witte R S 2020 *Appl. Opt.* **59** G255
- [24] Liu S L, Shang X, Lu Y X, Huang L 2022 *Appl. Phys. Lett.* **121** 243701
- [25] Xi Z J, Wang X Y, Ye K, Wang X 2023 *IEEE J. Electromagn. RF Microw. Med. Biol.* **7** 383
- [26] Wang X Y, Xi Z J, Ye K, Gong Z, Chen Y F, Wang X 2024 *Sensors* **24** 2682
- [27] Lou C G, Yang S H, Ji Z, Chen Q, Xing D 2012 *Phys. Rev. Lett.* **109** 218101
- [28] Fang Q C, Chi Z H, Liu Y, Wang Y, Du S, Wu D, Jiang H B 2023 *Med. Phys.* **50** 6036
- [29] Chen S L, Xie Z X, Ling T, Guo L J, Wei X B, Wang X D 2012 *Opt. Lett.* **37** 4263
- [30] Yao J J, Huang C H, Wang L D, Yang J M, Gao L, Maslov K I, Zou J, Wang L H V 2012 *J. Biomed. Opt.* **17** 080505.
- [31] Xu S Z, Xie S M, Wu D, Chi Z H, Huang L 2022 *Acta Phys. Sin.* **71** 050701 [晋守振, 谢实梦, 吴丹, 迟子惠, 黄林 2022 物理学报 **71** 050701]
- [32] Zhu K G, Popovic M 2009 *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.* **8** 1259
- [33] Wang Y, Zhang H M, Qin H 2023 *Acta Phys. Sin.* **72** 204301 (in Chinese) [王雨, 张慧敏, 覃欢 2023 物理学报 **72** 204301]
- [34] Wang L H V, Zhao X M, Sun H T, Ku G 1999 *Rev. Sci. Instrum.* **70** 3744
- [35] Zhu G K, Popovic M 2011 *Prog. Electromagn. Res. B* **35** 1
- [36] Calasso I G, Craig W, Diebold G J 2001 *Phys. Rev. Lett.* **86** 3550
- [37] Gusev V E, Karabutov A A 1993 *Laser Optoacoustics* (New York: AIP Press) pp1–12
- [38] Imasonic <https://www.imasonic-ndt.com/online-design/> [2025-07-20].
- [39] Sonic Concepts <https://www.sonicconcepts.com/transducer-selection-guide-single-element/> [2025-07-25].
- [40] Sun J, Wang W L, Yue Q Y 2016 *Materials* **9** 231
- [41] Benny R, Anjit T A, Mythili P 2020 *Prog. Electromagn. Res. B* **87** 61
- [42] Fishman E K, Ney D R, Heath D G, Corl F M, Horton K M, Johnson P T 2006 *Radiographics* **26** 905
- [43] Liang Z, Wang W P, Qiao S Q, Huang L 2022 *J. Innov. Opt. Health Sci.* **15** 2250015
- [44] Niskanen A O, Hassel J, Tikander M, Maijala P, Grönberg L, Helistö P 2009 *Appl. Phys. Lett.* **95** 163701
- [45] Yang X Q, Huang K M 2006 *Acta Electron. Sin.* **34** 356 (in Chinese) [杨晓庆, 黄卡玛 2006 电子学报 **34** 356]
- [46] Zhang W T, Chen X, Wang Y, Wu L Y, Hu Y D 2010 *Res. Explor. Lab.* **29** 159
- [47] Du S, Qiang T, Chi Z H, Jiang H B 2024 *J. Innov. Opt. Health Sci.* **17** 2450014
- [48] Du J S, Gao Y, Bi X, Qi W Z, Huang L, Rong J 2015 *Acta Phys. Sin.* **64** 034301 (in Chinese) [杜劲松, 高扬, 毕欣, 齐伟智, 黄林, 荣健 2015 物理学报 **64** 034301]
- [49] Xie S M, Huang L, Wang X, Chi Z H, Tang Y H, Zheng Z, Jiang H B 2021 *J. Mech. Eng.* **70** 100701
- [50] Cheng Z W, Wu L H, Qiu T S, Duan Y H, Qin H, Hu J 2021 *IEEE Trans. Med. Imaging* **40** 3498
- [51] Zhang Y M, Wang F, Lin L, Ye J 2024 *J. Instrum. Anal.* **43** 19 (in Chinese) [张玉敏, 王富, 林俐, 叶坚 2024 分析测试学报 **43** 19]
- [52] Tang X Y, Fu J, Qin H 2023 *J. Innov. Opt. Health Sci.* **16** 2230014
- [53] Sun M L, Li C Y, Chen R M, Shi J H 2024 *Laser Optoelectron. Prog.* **61** 0618017
- [54] Jeon S, Kim J, Lee D, Baik J W, Kim C 2019 *Photoacoustics* **15** 100141
- [55] Chen Z J, Yang S H, Xing D 2018 *Chin. J. Lasers* **45** 0307008
- [56] Kim J Y, Lee C, Park K, Lim G, Kim C 2015 *Sci. Rep.* **5** 7932
- [57] Qi W Z, Jin T, Rong J, Jiang H B, Xi L 2017 *J. Biophotonics* **10** 1580

## Fast microwave-induced thermoacoustic microscopic imaging based on one-dimensional galvanometer scanning\*

NIE Yinqiang<sup>1) #</sup> CHI Zihui<sup>2) 3) # †</sup> CHEN Lei<sup>1)</sup>

MENG Yang<sup>1) 3)</sup> JIANG Huabei<sup>4) ‡</sup>

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

2) (School of Integrated Circuits, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing 400065, China)

3) (Postdoctoral Research Center of Chongqing Key Laboratory of Photoelectronic Information Sensing and Transmitting Technology, Chongqing University of Posts and Telecommunications, Chongqing 400065, China)

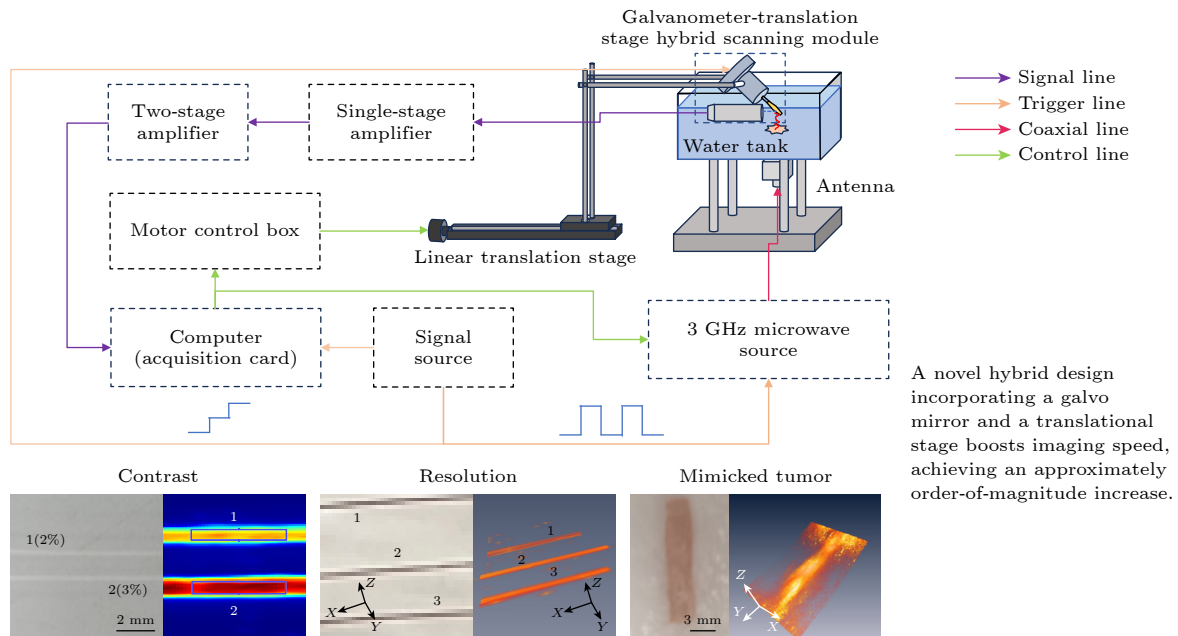
4) (Department of Medical Engineering, University of South Florida, Tampa 33620, USA)

( Received 29 July 2025; revised manuscript received 4 November 2025 )

### Abstract

Microwave-induced thermoacoustic imaging, as an emerging biomedical imaging technique, combines the high contrast of microwave imaging with the high spatial resolution of ultrasound imaging. Microwave-induced thermoacoustic microscopy, as an important branch of this technology, retains these advantages while possessing the ability to visualize finer tissue characteristics. However, traditional raster scanning mechanisms

introduce interference into microwave field distribution due to mechanical motion, thus necessitating multiple signal average to maintain signal-to-noise ratio. Additionally, the idle time during motor movement results in extended single-scan durations, limiting its practical applications. To address these limitations, this work proposes a rapid imaging system based on one-dimensional galvanometer scanning. The system employs a hybrid galvanometer-translation stage architecture and an optimized scanning strategy to minimize microwave field interference, reduce the number of signal averages and shortens the idle time, ultimately achieving more than a tenfold improvement in imaging speed. A specially designed timing control algorithm ensures the precise synchronization of microwave excitation, galvanometer motion, and ultrasound detection, while the reconstruction algorithm suitable for the optimizing scanning method effectively corrects distortions generated in the scanning process. The system performance is assessed through phantom and ex vivo tissue experiments. Resolution tests show hundred-micrometer resolution along all three axes ( $332\ \mu\text{m} \times 324\ \mu\text{m} \times 79\ \mu\text{m}$ ), while contrast and depth imaging experiments confirm its ability to clearly distinguish targets with different conductivities, achieving an effective detection depth of at least 10 mm in tissue. Early tumor mimicking experiments further demonstrate the ability of the system to identify lesion boundaries, preliminarily revealing its potential for rapid tumor margin assessment. This approach maintains the imaging quality of microwave-induced thermoacoustic microscopy while enhancing imaging efficiency and system stability, thereby laying a crucial foundation for advancing the technology from laboratory research to clinical applications.



**Keywords:** microwave-induced thermoacoustic imaging, microwave-induced thermoacoustic microscopy, galvanometer scanning, imaging speed

**DOI:** [10.7498/aps.75.20251014](https://doi.org/10.7498/aps.75.20251014)

**CSTR:** [32037.14.aps.75.20251014](https://cstr.cn/32037.14.aps.75.20251014)

\* Project supported by the China Postdoctoral Science Foundation (Grant No. 2022MD723722), the Natural Science Foundation Innovation and Development Joint Fund of Chongqing (Municipal Education Commission), China (Grant No. CSTB2025NSCQ-LZX0106), the Postdoctoral Research Project Special Funding of Chongqing, China (Grant No. 2021XM2026), the Postdoctoral Science Foundation of Chongqing, China (Grant No. CSTB2023NSCQ-BHX0109), and the Graduate Scientific Research Innovation Project of Chongqing, China (Grant No. CYS240426).

# These authors contributed equally.

† Corresponding author. E-mail: [chizh@cqupt.edu.cn](mailto:chizh@cqupt.edu.cn)

‡ Corresponding author. E-mail: [hjiang1@usf.edu](mailto:hjiang1@usf.edu)