

专题: 华南师范大学建校暨物理学科建立 90 周年

生物医学微波热声成像*

王雨¹⁾²⁾³⁾⁴⁾ 张慧敏¹⁾²⁾³⁾⁴⁾ 覃欢^{1)2)3)4)†}

1) (华南师范大学, 激光生命科学教育部重点实验室, 广州 510631)

2) (华南师范大学, 广东省激光生命科学重点实验室, 广州 510631)

3) (华南师范大学, 广州市光谱分析与功能探针重点实验室, 广州 510631)

4) (华南师范大学生物光子学研究院, 广州 510631)

(2023 年 5 月 5 日收到; 2023 年 6 月 30 日收到修改稿)

微波热声成像是一种以生物组织电特性差异为原理基础的多物理场耦合成像方法. 其采用脉冲微波作为激发源, 通过热弹性效应产生的超声波呈递深层生物组织的结构与功能信息, 融合了微波成像高对比度和超声成像高分辨率的优点. 目前已在无损脑结构成像、乳腺肿瘤筛查、人体关节炎成像、肝脂肪含量检测等方面展现出了广阔的医学应用前景, 有望成为新的物理医学影像方法. 本文对微波热声成像技术的物理原理、系统装置以及近来的代表性研究进展进行了系统性的介绍, 并分析探讨了微波热声成像技术值得关注的发展方向以及面临的挑战.

关键词: 微波热声成像, 生物组织电特性, 微波源, 脑成像技术**PACS:** 43.35.Ud, 87.85.Pq**DOI:** 10.7498/aps.72.20230732

1 引言

生物医学影像是获取生命科学信息的重要手段. 医学诊疗手段的每一次革新, 都依赖于生物医学影像技术的跨越式发展. 现在常用的医学成像方法中, 电子计算机断层扫描成像 (computed tomography, CT) 是利用 X 光透过人体后由于密度差异造成能量衰减, 从而获得组织结构图像的医学成像方法^[1], 在骨科疾病和肺部疾病的诊断上具有不可替代的优势, 但其有可能产生的电离辐射风险限制了它的使用频率和场景. 核磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 是继 CT 后医学影像学的又一重大进步, 它通过对静磁场中的人体施加某种特定频率的射频脉冲, 使人体中的氢质子受到激励而发生磁共振, 依据氢原子核质子所释放的

能量在物质内部不同结构环境中不同的衰减, 通过外加梯度磁场检测所发射出的电磁波, 据此重建成人体内部结构与功能图像^[2,3]. MRI 具有良好的软组织分辨能力, 在软组织诊断中具有突出优势^[4], 但受到敏感性不足和时间分辨率低的限制不适于对急诊病人检查. 超声成像利用超声声束扫描人体, 因声阻抗差异发生反射, 通过对反射信号的接收、处理, 以获得体内器官的图像^[5-7], 可实现无创、高分辨率成像. 然而, 由于早期病变组织声阻抗差异较小, 超声检测对比度不足, 难以识别早期病变. 现有医学影像技术的创新与发展推动了影像医疗的革新与进步, 为广大患者病情的诊断起到了不可或缺的作用. 每一种成像技术在显示其优势的同时, 仍有适用的局限性, 特别是在病变早期, 当生物组织的密度、形态尚未发生明显变化时. 针对人民群众对健康生活的向往以及不断发现的新的

* 国家自然科学基金 (批准号: 62075066), 广东省基础与应用基础研究基金 (批准号: 2023A1515010824) 和广州市科技计划 (批准号: 202201010718) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: qinghuan@snu.edu.cn

医学问题, 仍然亟需发展新物理原理的生物医学影像技术方法.

以生物组织电特性差异为原理基础的微波热声成像技术 (microwave-induced thermoacoustic imaging, MTAI) 采用短脉冲微波 (一般脉宽小于 500 ns) 作为激发源, 生物组织中的极性分子、离子吸收微波能量后通过热弹性效应产生超声波^[8-10], 被激发的超声波携带着生物组织病理、生理信息向外传播, 通过采集生物组织周围各个方向的超声信号可以重建出组织内部形态结构与功能图像^[11-13]. 由于微波的低散射特性, 通过微波到超声能量传递形式的变换, 微波热声成像技术可实现生物组织无损、数厘米深度、百微米分辨率的成像^[14], 在无脑结构成像^[15]、乳腺肿瘤筛查^[16]、人体关节炎成像^[17]、肝脂肪含量检测等方面展现出广阔的医学应用前景, 有望成为新物理原理的医学影像方法. 然而, 现阶段微波热声成像技术在成像精细度和灵敏度方面仍然难以满足临床转化应用的实际要求, 还需在微波热声激发物理机理和超声探测方法上进行深入研究. 本文主要对微波热声成像技术原理、系统装置和微波热声成像技术生物医学潜在应用方面展开描述, 并结合微波热声成像技术面临的挑战对未来进行展望.

2 微波热声成像技术原理

2.1 微波与生物组织的相互作用机制

微波与生物组织的相互作用机制是微波耦合系统设计及微波热声成像应用开发的理论基础. 生物组织能够反射、折射和吸收电磁波. 微波吸收作为微波与生物组织相互作用过程中能量耗散的主要机制之一, 是微波热声成像技术的物理基础.

微波与生物组织的相互作用机制与生物组织的介电特性紧密相关^[18]. 生物组织的介电特性由其复介电常数 ϵ_c 描述, 复介电常数定义为

$$\epsilon_c = \epsilon' - j\epsilon'' = \epsilon' - j\frac{\sigma}{\omega} = \epsilon_0\epsilon_r - j\frac{(\sigma_c + \sigma_i + \sigma_d)}{\omega}, \quad (1)$$

其中 ϵ' 是复介电常数实部; ϵ'' 是复介电常数虚部; j 为虚数单位; σ 是有效电导率, 包括电子位移极化电导率 σ_c , 离子位移极化电导率 σ_i 和固有偶极矩取向极化电导率 σ_d ; ω 是角频率. 复介电常数 ϵ_c 的实部 ϵ' 与微波的传播有关, 通常不同生物组织的 ϵ' 不同, 在 ϵ' 差异的界面会引起微波的反射和折射,

改变生物组织中的电场分布. 一般用于成像的生物组织尺寸小于电磁波半波长时, 近似认为生物组织中的电场分布是均匀的; 反之认为电场分布是不均匀的, 由于天线感应近场区域的复杂性, 此时的电场分布没有解析解, 一般通过仿真的方式确定生物组织中电场的分布. 虚部 ϵ'' 决定了微波的损耗特性, 在生物组织中, 微波被生物组织吸收后主要以热损耗形式耗散. 当生物组织处于微波场时, 生物组织内的水分子等极性分子会随微波交变电场发生反复旋转, 极性分子高频的旋转摩擦会产生固有偶极矩极化损耗^[19]. 同时生物组织内的离子也会被交变电场极化, 位移迟滞也会产生位移极化损耗^[18,20], 这两部分损耗宏观上以产热的形式表现出来.

在微波热声成像中, 通常用单位时间内单位质量的物质吸收的电磁能量, 即比吸收率 (specific absorptivity, SAR) 来衡量物质吸收电磁波的能力, 并定义为^[13]

$$\text{SAR}(\mathbf{r}) = \frac{\sigma(\mathbf{r})|\mathbf{E}(\mathbf{r})|^2}{2\rho(\mathbf{r})}, \quad (2)$$

其中 $\sigma(\mathbf{r})$ 是样品在空间位置 \mathbf{r} 处的有效电导率, $|\mathbf{E}(\mathbf{r})|$ 为空间位置 \mathbf{r} 处电场强度幅值, $\rho(\mathbf{r})$ 为空间位置 \mathbf{r} 处质量密度.

样品中声波是由热弹性效应产生, 随后在样品中传播, 此过程可由 3 个方程描述. 首先是温升与 SAR 之间的一般关系为^[21]

$$\text{SAR}(\mathbf{r}) = \frac{C_v\Delta T}{\tau}, \quad (3)$$

其中 τ 是电磁波脉宽, C_v 是定容比热容, ΔT 是物质温升.

2.2 热声效应

当电磁波脉宽 τ 满足热禁闭 (1) 式和应力约束 (2) 式条件时, 物质吸收电磁波脉冲后产生瞬时温升, 通过热弹性效应将转化为机械能 (声波)^[22,23], 过程如图 1 所示. 热声效应分为两个过程: 微波能量的吸收和声波的产生.

1) 电磁波脉宽 τ 小于热传导弛豫时间. 电磁波激励处于热传导约束条件时, 初始声压产生的瞬间热量还来不及传导, 即热传导对初始声压分布影响可以忽略^[24-26]. 热传导弛豫时间描述了物质的热扩散特性, 定义为

$$\tau_{\text{th}} = d_c^2/\alpha_{\text{th}}, \quad (4)$$

其中, τ_{th} 是热传导弛豫时间, d_c 是加热区域的特征尺寸, α_{th} 是热扩散系数.

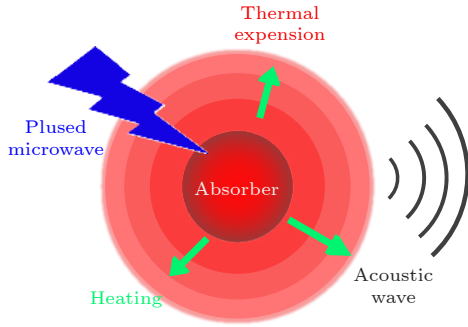


图 1 热声效应示意图

Fig. 1. Schematic diagram of TA effect.

2) 电磁波脉宽 τ 小于弹性形变弛豫时间. 电磁波激励处于应力约束条件时, 初始声压产生的瞬间, 物质内部质心来不及位移, 应力传播对初始声压分布影响可以忽略^[27,28]. 弹性形变弛豫时间描述了压力传播的特性, 定义为

$$\tau_s = d_c/v_s, \quad (5)$$

其中, τ_s 是弹性形变弛豫时间, d_c 是加热区域的特征尺寸, v_s 是物质中的声速.

描述样品吸收微波能量转换成热量之后引起热膨胀过程的热膨胀方程, 可以表示为^[29,30]

$$dV/V = -kp_0 + \beta_e \Delta T, \quad (6)$$

其中 β_e 是物质的体膨胀系数, V 是加热区域体积, k 是等温压缩系数, p_0 是初始声压, ΔT 是物质温升. 最后是波动方程, 它描述了声波的传播^[31-33]:

$$\Delta P(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{v_s^2} \frac{\partial}{\partial t^2} P(\mathbf{r}, t) = -\frac{\beta_e}{C_p} \frac{\partial}{\partial t} H(\mathbf{r}, t), \quad (7)$$

其中 $P(\mathbf{r}, t)$ 是热声波, v_s 是物质中的声速, C_p 是定压比热容, β_e 是物质的体膨胀系数, $H(\mathbf{r}, t) = A(\mathbf{r}) I(t)$ 是加热函数, 加热函数定义为能量源在单位时间和单位体积内沉积的热量, $A(\mathbf{r})$ 是空间微波吸收系数, $I(t)$ 是微波脉冲包络的时域波形. 联立 (2) 式, (3) 式和 (6) 式可得初始声压为^[34]

$$p_0 = \frac{\beta_e \Delta T}{k} = \frac{\beta_e \sigma(\mathbf{r}) |\mathbf{E}(\mathbf{r})|^2 \tau}{2k\rho(\mathbf{r}) C_v} = \frac{\beta_e \tau}{k C_v} \text{SAR}(\mathbf{r}), \quad (8)$$

其中 p_0 是初始声压, β_e 是物质的体膨胀系数, ΔT 是物质温升, k 是等温压缩系数, $\rho(\mathbf{r})$ 为空间位置 \mathbf{r} 处质量密度, C_v 是定容比热容, $|\mathbf{E}(\mathbf{r})|$ 为空间位置 \mathbf{r} 处电场强度幅值, τ 是微波激励的持续时间,

$\text{SAR}(\mathbf{r})$ 是比吸收率. 初始声压与 SAR 成线性关系, SAR 描述了初始声压的强弱.

一般情况下, (7) 式在时域中的解, 即由超声换能器检测到的 TA 信号可表示为^[32,35-37]

$$\begin{aligned} P(\mathbf{r}, t) &= \frac{\beta}{4\pi C_p} \iiint \frac{d^3 \mathbf{r}'}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} \frac{\partial H(\mathbf{r}', t')}{\partial t'} \Big|_{t' = t - \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|}{v_s}} \\ &= \frac{\beta I_0 c_0^2 \tau}{4\pi C_p} \oint_{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'| = v_s t} A(\mathbf{r}') \frac{d\mathbf{r}'}{t}, \end{aligned} \quad (9)$$

其中, $P(\mathbf{r}, t)$ 是热声波, v_s 是物质中的声速, $H(\mathbf{r}', t')$ 是加热函数, τ 是微波激励的持续时间, C_p 是定压比热容, β_e 是物质的体膨胀系数, $A(\mathbf{r}')$ 是空间微波吸收系数, I_0 是入射脉冲微波能量密度.

综上, 由 (3) 式, (6) 式和 (7) 式组成的方程组, 用 $H(\mathbf{r}, t)$, ΔT 和 $P(\mathbf{r}, t)$ 可以描述 TA 效应的一般情况.

2.3 微波热声图像重建算法

当脉冲微波照射到生物组织时, 生物组织中的吸收体吸收微波能量, 产生瞬间温升, 然后通过热弹性效应产生声波, 即热声信号, 通过对热声信号反演可以获得生物组织的不同吸收体的分布图像.

图像重建是微波热声成像技术中最后且重要的一步, 关系到成像的准确性和真实性, 主要是对采集到的热声信号重建以获得二维或三维图像, 通常使用 MATLAB 软件对信号进行处理^[38]. 重建算法可分为两大类: 时域算法和频域算法. 微波热声成像技术中最简单的一种成像算法是延时叠加法, 它是基于时域的一种算法, 源于雷达信号探测技术, 又称直接反投影法. 其基本算法公式为^[36]

$$(i, j) = \sum_N g_k \left(\sqrt{(i - x_k)^2 + (j - y_k)^2} / v_s \right), \quad (10)$$

其中 i, j 是重建点的二维空间坐标, $P(i, j)$ 是热声波, N 是阵元数量, g_k 是探测器第 k 个阵元接收到的时域信号, x_k 和 y_k 是探测器的二维空间坐标, v_s 是物质中的声速. 延时叠加算法是利用超声相干加强的原理进行成像的, 该算法的核心思想是将每个阵元接收到的信号进行时延调节, 然后进行加权叠加, 从而得到一个高质量的图像. 延时叠加算法需要对每个阵元接收到的信号进行时延调节, 使得这些信号能够在待成像点处相位同步, 从而形成一个聚焦的声束^[39], 成像原理如图 2 所示. 与超声成

像中利用的时延调节类似, 微波热声成像中的时延调节也需要考虑介质的声速和阵元到待成像点的距离, 以确定每个阵元的时延量^[40]. 调节后的热声信号需要进行加权叠加, 以获得高质量的图像. 在加权叠加中, 需要为每个时延调节后的信号分配一个权重系数, 然后将这些信号进行叠加, 以获得最终的图像^[41]. 延时叠加算法计算简单, 可以实现快速成像, 但对声场的近似处理可能会导致一定的误差, 对于高频信号或对精度要求较高的成像任务, 可能需要采用更高级的成像算法.

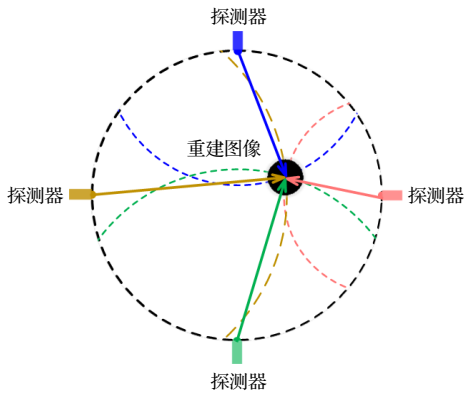


图 2 微波热声信号延时叠加算法示意图
Fig. 2. Schematic diagram of the thermoacoustic signal delay superposition algorithm.

微波热声成像与深度学习相结合是当前热声发展的一个热点方向, 许多团队在深度学习优化热声成像方面做出了巨大的贡献. 蒋华北团队^[42]首次将深度学习方法应用到微波热声成像领域, 探讨了标准 U-Net 模型用于热声重建不准确的原因, 并提出了一种新的 TAT-Net 网络. 王雄团队^[43]提出了一种新的深度学习支持模式来解决稀疏数据重建问题, 该算法仅用 15 组数据即可重建乳腺热声图像, 并且与传统算法相比较伪影更少. 另外, 王雄团队^[44]在经颅热声方向将热声成像与深度学习结合, 很好地优化了脑和颅骨的声速和声衰减异质性对成像的影响.

为解决不同模型的热声图像重建, 越来越多的算法模型和方法被应用到微波热声成像领域, 如压缩感知算法^[45]、声场迭代算法^[46]、全波形反演算法和深度学习算法^[43,44,47,48]等.

3 微波热声成像系统

微波热声成像系统三大组成部分为微波激励

组件、信号采集组件、数据处理组件^[49], 一些典型的微波热声成像系统如图 3 所示. 脉冲微波由微波源产生, 通过波导或者同轴电缆传输, 由天线辐射. 受激发的生物组织产生的超声信号被超声换能器探测, 超声换能器将捕捉的超声信号转变为电信号, 电信号由数字采集卡采集存储为数字信号. 经后端进行数据处理, 还原样品的形态和结构等信息.

微波激励源是微波热声成像系统中最重要的一环, 其各个参数对热声图像质量具有决定性作用, 如表 1 所列. 不同生物组织对不同频率微波的吸收能力不同, 因此微波频率在一定程度上影响图像对比度. 同时, 微波频率还决定成像深度, 值得注意的是, 微波脉冲能量强度也对成像深度有一定影响^[50]. 微波热声成像系统的分辨率由微波脉冲宽度决定^[51,52], 微波脉冲包络的时域波形 $I(t)$ 是影响热声图像分辨率的主要因素^[38]. 当微波脉冲宽度和包络的时域波形一定时, 微波脉冲的重复频率映射单位时间样品的微波吸收量, 决定热声信号的图像信噪比和采集速率^[53,54].

表 1 微波源各参数对成像影响
Table 1. Influence of various parameters of microwave source on imaging.

| 成像影响 | 微波源参数 |
|------|---------------|
| 分辨率 | 脉冲宽度、脉冲波形 |
| 信噪比 | 脉冲重复频率、脉冲能量强度 |
| 对比度 | 中心频率、脉冲能量强度 |
| 成像深度 | 中心频率、脉冲能量强度 |

天线作为辐射组件, 在微波热声成像系统中负责将波导或同轴电缆中的导行波转换为媒质空间中传播的电磁波, 并照射到样品中. 与传统通讯的天线不同, 微波热声成像系统中的天线工作在感应近场区, 感应近场区是一个储能场, 只进行电场和磁场能量的相互转换, 不向外辐射^[12,55]. 在微波热声成像中, 要把微波能量定向地辐射到样品中, 因此在设计天线时尤其考虑天线增益, 天线增益定量地描述了一个天线把输入功率集中辐射的程度^[56]. 另外在实际天线设计中, 还要考虑天线的耦合环境、阻抗匹配和极化方式等.

微波热声成像系统的理论极限分辨率由微波激励源决定^[51,57], 实际接收的微波热声信号频率范围由超声换能器带宽决定, 即实际分辨率主要由超声换能器决定^[58–60]. 此外, 微波热声信号的幅值大约在 μV 量级^[61], 这就要求信号采集器具有高的灵

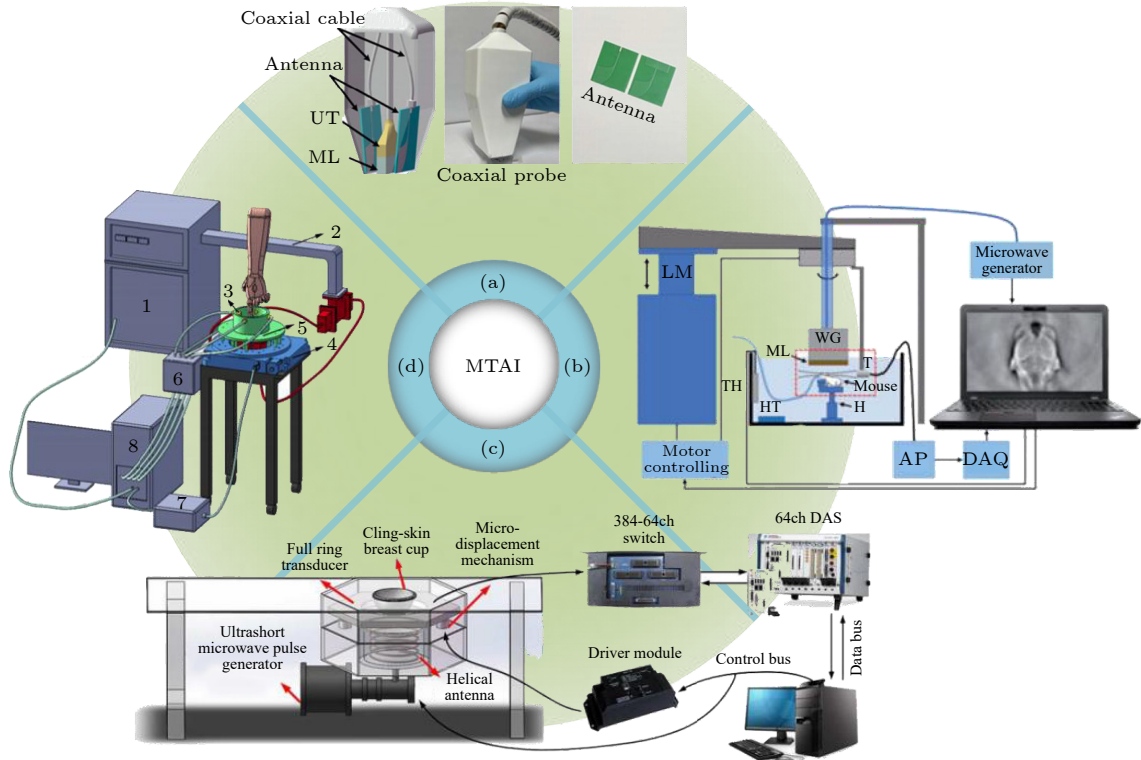


图 3 微波热声成像技术典型实现方案 (a) 微波乳腺热声成像一体化探头装置图^[16]; (b) 微波热声脑成像装置图^[15]; (c) 微波乳腺热声成像装置^[66]; (d) 微波热声关节成像装置图^[17]

Fig. 3. Typical implementation scheme of microwave thermoacoustic imaging technology: (a) Microwave-induced breast thermoacoustic imaging integrated probe device^[16]; (b) diagram of a Microwave-induced brain thermoacoustic imaging device^[15]; (c) microwave-induced breast thermoacoustic imaging system^[66]; (d) microwave-induced thermoacoustic joint imaging device^[17].

敏度, 使用灵敏度较高的压电陶瓷和复合晶体材料制作的超声换能器能精准采集热声信号. 当超声换能器制作材料固定时, 可通过改变材料背衬的厚度来改变超声换能器的中心频率^[62,63], 以采集不同频率的信号. 当超声换能器中心频率一定时, 带宽与灵敏度成反相关, 与时间分辨率成正相关^[64].

数字采集卡将超声换能器的电信号采集并存储为数字信号. 根据奈奎斯特定理, 数据采集卡采样频率只需大于待测信号最高频率 2 倍即可^[65]. 但实际装置搭建中, 为保证数据采集的可靠性和准确性, 一般选择采样频率大于待测信号最高频率 5 倍的数据采集卡. 数据采集卡的输入量程要覆盖被采集热声信号的幅值, 大于输入量程的信号会被采集卡以最大值储存, 从而导致信号失真. 当热声信号未覆盖整个输入量程范围时, 还需考虑数字采集卡的采样精度, 采样精度决定热声信号被采集后划分的级数, 即热声信号被储存为不同幅值数字信号的数量, 当级数大于图像重建时对应的色彩级数时, 被采集的热声信号可无失真地重建图像. 最后, 数字采集卡能分辨的最小信号增量, 即信号解析度

Δv 由数字采集卡的采样精度 R 和输入量程 N 决定:

$$\Delta v = N/R. \quad (11)$$

信号解析度最终决定了数字信号的精确度, 若采集过程中热声信号的变化小于信号解析度, 则数字采集卡在数模转换时会丢失信号.

4 生物医学应用

4.1 微波乳腺热声成像

乳腺癌是女性癌症死亡的主要原因之一, 早期发现可以提高治愈率^[67,68]. 在肿瘤侵袭前沿, 肿瘤血管增值和蛋白质水合作用增强^[69,70]. 虽然肿瘤细胞含水量增加的机制尚不完全清楚, 但膜结合糖蛋白的结构变化理论已被提出^[71]. 水等极性分子作为微波热声成像技术成像对比度的来源, 肿瘤组织离子或水含量升高显著增加微波吸收, 将热声信号的强度与生物组织的生理和病理状态联系, 获得较高对比度的图像. 先前的研究表明, 在大多数微波波段下, 恶性乳腺组织与正常脂肪组织的微波

吸收比例约为 6:1^[50,72,73], 使得微波乳腺热声成像成为可能. 国外 Kruger 等^[74] 首次将微波热声成像技术应用于乳腺癌检测, 结果表明, 基于病变区域与正常组织的微波吸收差异, 获得的肿瘤图像比正常组织图像对比度提升了约两倍. 国内蒋华北教授团队^[49] 成功对乳腺仿体进行了成像, 覃欢团队^[16,75] 研发设计了一种便携式手持装置, 并对人体乳腺进行了成像, 实验结果如图 4 所示. 各研究组对乳腺检测工作的开展有力促进了微波热声成像技术在乳腺领域的应用.

虽然目前的 MTAI 技术在乳腺肿瘤成像方面取得了显著进展, 并在志愿者中进行临床评估, 但该技术在实际应用中仍有问题需要解决. 首先, 微波在微波热声检测过程中不可避免地会影响传感器. 其次, 该技术对含水量较少的肿瘤, 如乳腺显

微瘤的敏感性较差. 此外, 乳腺中恶性组织与正常腺体、纤维结缔组织的微波频率介电特性差异较小, 目前的微波热声成像技术很难在患者体内区分出如此小的差异. 微波热声成像技术在乳腺癌检测领域有着广阔的应用前景, 但需要进一步的研究和改进来提高其成像效果和准确性.

4.2 微波热声脑成像

脑作为神经系统的中心, 脑疾病的诊断和治疗对人的发展至关重要. 与传统的脑成像技术——核磁共振、超声和光学成像相比, 微波热声成像技术结合了微波成像高穿透深度和超声成像高空间和时间分辨率的优点, 具有无需注射放射性示踪剂、非侵入式的特点, 可实现实时对全脑结构高分辨率成像. 微波热声成像技术基于组织的介电特性影响

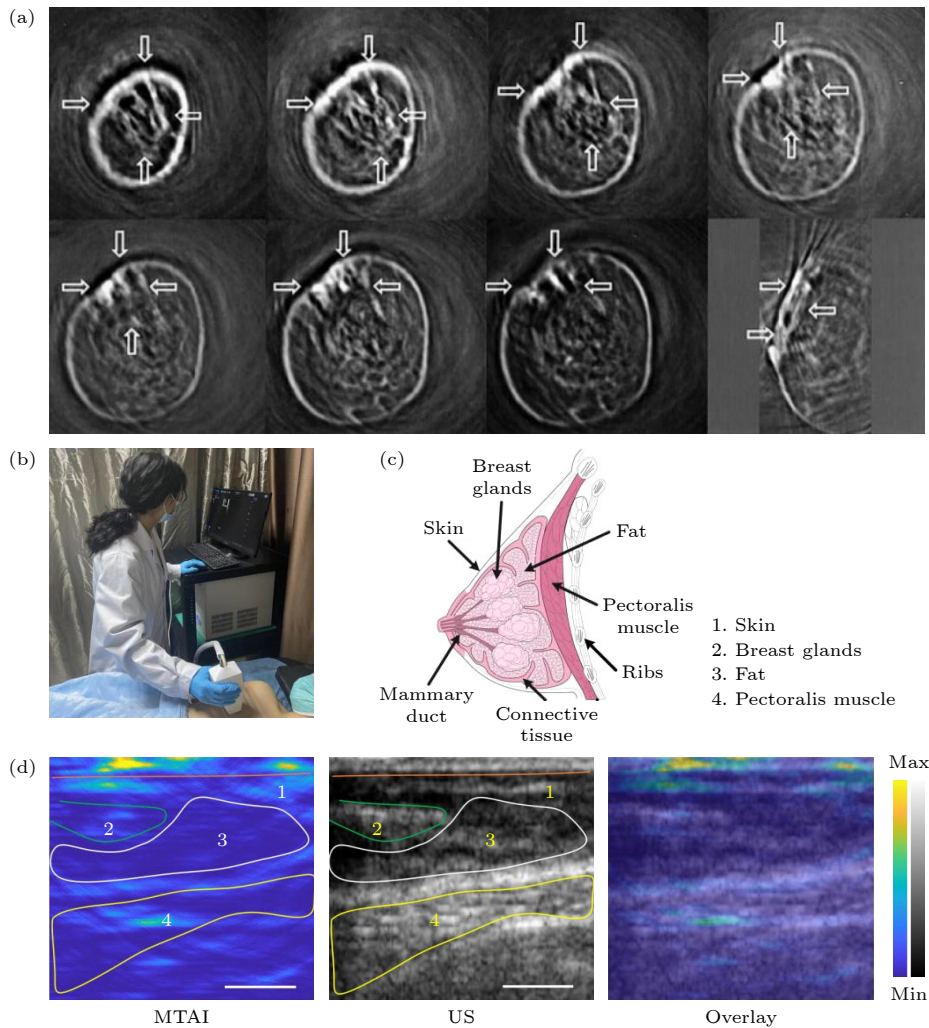


图 4 微波热声成像乳腺成像 (a) Kruger 等^[74] 的乳腺成像图; (b) 微波热声乳腺成像实操图^[16]; (c) 乳房的解剖结构示意图^[16]; (d) 覃欢团队^[16] 乳腺成像图

Fig. 4. MTAI breast imaging: (a) Kruger et al.^[74] breast imaging; (b) microwave thermoacoustic breast imaging actual operation^[16]; (c) anatomical diagram of the breast^[16]; (d) breast imaging of Professor Qin Huan's team^[16].

微波吸收和反射,进而影响热声信号的产生和传播.不同的脑组织具有不同的介电性质^[15],具体参数如表2所列,因此,微波热声成像技术对组织介电差异的高灵敏性使其可以对脑组织各结构进行清晰的分辨^[76].同时,组织病变引起电磁特性的改变,造成病变区域和正常组织的微波吸收差异^[77],微波热声成像技术可获取相关区域结构和功能信息.多个研究已经证明,微波热声成像技术可以通过绘制脑组织的电学特性来提供新的组织对比,形成对脑组织完整的层析成像^[78].

表2 主要脑组织在3.05 GHz下的电导率^[15]
Table 2. Conductivity property of major brain tissues at 3.05 GHz^[15].

| 物质 | 电导率/(S·m ⁻¹) |
|-----|--------------------------|
| 脑灰质 | 2.2588 |
| 脑白质 | 1.5393 |
| 血液 | 3.0991 |
| 脑脊液 | 4.0592 |
| 小脑 | 2.5189 |
| 血管壁 | 1.8444 |
| 硬膜 | 2.0485 |
| 脊髓 | 1.3530 |

蒋华北教授团队^[79]对活体小鼠脑进行断层扫描成像,并进一步验证了微波热声成像技术对活体小鼠脑出血模型的成像能力^[15],在脑组织的形状

和大小方面,微波热声图像和相应的组织学切片结果高度吻合,特别是与相应的组织学切片相比,微波热声成像技术可以更准确地检测到小鼠大脑不同深度的水肿区域,成像结果如图5所示.证明了微波热声成像技术能够有效地对脑组织功能成像,展示了微波热声成像技术在脑组织成像领域的巨大潜力.

微波热声成像技术提供了一种新的无创脑成像方案,为人们了解脑的功能结构提供了新的技术工具,有助于人们进一步对脑功能的探索.进一步发展实时脑成像方案,克服超声信号被颅骨干扰的障碍,微波热声成像技术有望成为研究脑功能的重要手段.

4.3 微波诱导关节热声成像

关节疾病是一个严重的公共卫生问题,会引起疼痛、肿胀、僵硬、功能障碍等一系列症状^[80,81].由于关节结构的复杂性和多样性,诊断关节疾病,包括关节炎和创伤,是一个具有挑战性的问题.基于对关节类疾病的研究,关节病变通常会引起关节组织的结构和化学成分的改变,从而对其电导率和介电常数产生影响^[82].当关节受到炎症、损伤或其他疾病的影响时,组织的水分含量可能会发生变化,导致电导率的改变^[83,84].例如,风湿性关节炎和骨

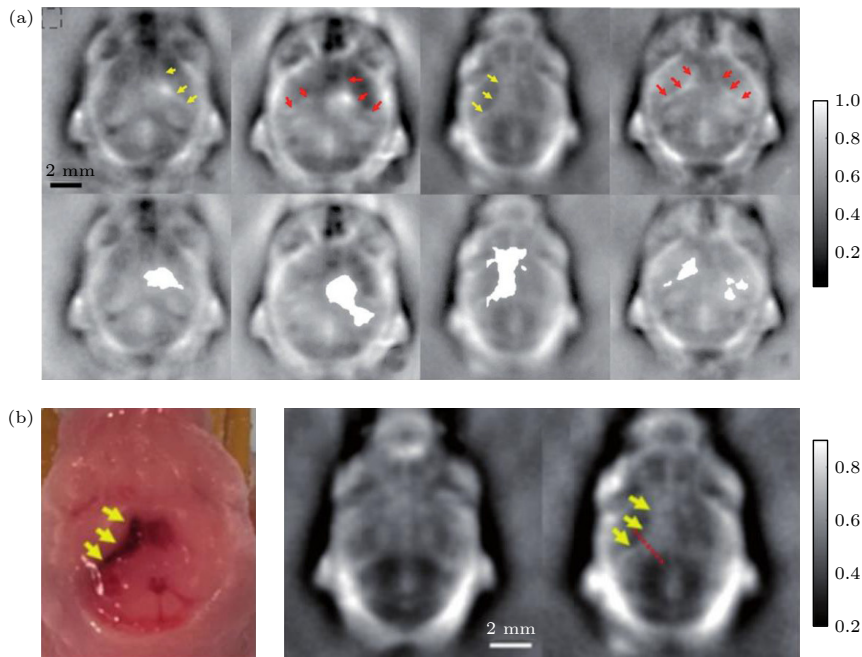


图5 微波热声脑成像^[15] (a) 两只新生小鼠脑出血的热声图像及出血区域标注(白色区域);(b) 脑出血组织切片与相应热声图像对照

Fig. 5. MTAI brain imaging^[15]: (a) MTAI image and bleeding area (white area) of cerebral hemorrhage in two newborn mice; (b) comparison of cerebral hemorrhage tissue slices with corresponding MTAI images.

性关节炎等炎症性关节病变会导致关节周围的水肿和炎症,从而导致局部电导率的升高. 关节的介电常数通常与其中的水分含量和电荷分布相关,当关节受到炎症、损伤或其他疾病的影响时,组织的水分含量和电荷分布可能会发生变化,导致介电常数的改变. 例如,软骨组织的介电常数较低,但是当软骨发生损伤或疾病时,其介电常数可能会发生变化,关节各组织介电参数如表 3 所列.

表 3 关节各组织在 3 GHz 下的电导率和介电常数 [85]

Table 3. Conductivity and permittivity of each tissue of the joint at 3 GHz [85].

| 物质 | 相对介电常数 | 电导率/(S·m ⁻¹) |
|-------|--------|--------------------------|
| 肌腱/韧带 | 42.13 | 2.17 |
| 软骨 | 37.61 | 2.21 |
| 骨松质 | 17.94 | 1.01 |

在微波热声成像技术的应用中,大量的研究表明,基于关节内部各区域以及周围组织的介电差异,致使其各组织对微波吸收后的热效应不同,最终导致热声信号的不同. 因此,微波热声成像技术能够清晰分辨关节各区域和相邻组织,可以高保真地使肌腱、韧带、软骨和骨骼可视化 [86,87]. Chi 等 [17] 成功使用微波热声成像技术检测了手指关节类风湿性关节炎,成像结果与 MRI 结果高度吻合,结果如图 6 所示,揭示了微波热声成像技术能够有效重建指间关节的软硬组织,为临床应用于关节和骨骼疾病检测和诊断提供了基础.

虽然微波热声成像技术在关节成像方面已经取得了一定的进展,但在成像质量和技术成熟度等方面仍存在一些挑战. 例如,在获得更高分辨率的图像方面,需要进一步优化成像算法和技术参数. 此外,还需要对该技术在不同类型的关节疾病和病变

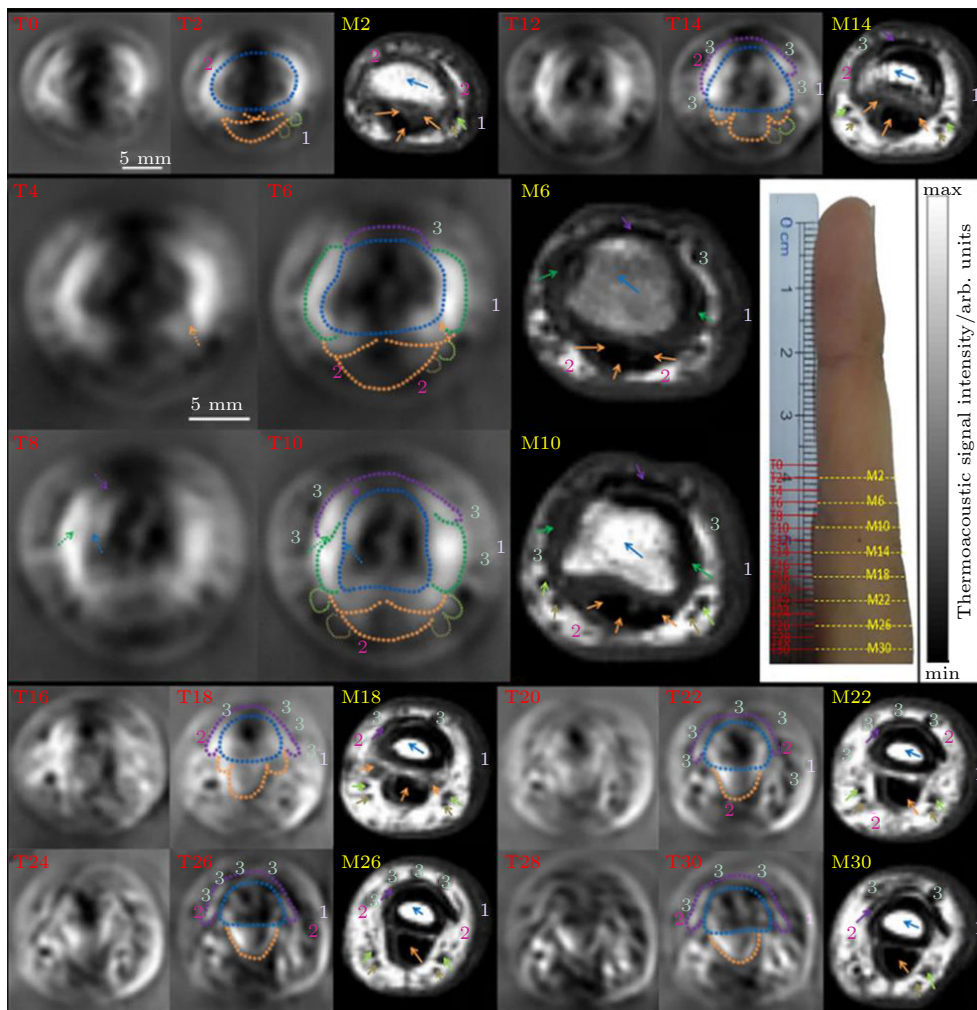


图 6 受试者中指的热声图像 (T0-T30) 和 MRI (M2-M30) 的比较 [17]

Fig. 6. Comparison of MTAI (T0-T30) and MRI (M2-M30) of subjects' middle fingers [17].

中的应用进行深入的研究和探索. 总体来说, 微波热声成像技术在关节成像方面具有广泛的应用前景, 为医学诊断和治疗提供了一个新的视角和工具.

4.4 偏振微波热声成像

心肌梗死是由于心肌血管狭窄或阻塞导致心肌缺血坏死所引起的一种疾病. 心肌细胞是心肌的基本构成单位, 它们紧密地排列在心脏组织中形成心肌. 在心肌梗死中, 缺血坏死的心肌细胞会被纤维组织所代替, 导致心肌组织的排列和结构发生变化 [88–92].

生物的基本结构组成及其空间排列决定了其电导率分布. 对于各向同性物质, 电导率 σ 是一个标量; 对于各项异性物质, 电导率 σ_{ij} 是一个张量. 例如

肌肉和心肌纤维等单长轴组织, 电导率是一个非线性和各向异性的张量, 其张量矩阵是一个正定矩阵:

$$\sigma_{ij}(\mathbf{r}) = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{bmatrix}, \quad (12)$$

那么, (2) 式可改写为

$$\text{SAR}(\mathbf{r}) = \frac{\sigma_{ij}(\mathbf{r}) |\mathbf{E}(\mathbf{r})|^2}{2\rho(\mathbf{r})}, \quad (13)$$

其中, $\text{SAR}(\mathbf{r})$ 是比吸收率, $\sigma_{ij}(\mathbf{r})$ 是生物组织电导率, $|\mathbf{E}(\mathbf{r})|$ 是电场强度幅值, $\rho(\mathbf{r})$ 是生物组织密度. 根据微波热声成像原理, 热声信号 $P_{\text{TA}}(\mathbf{r}, t)$ 可简单用温升、热膨胀和声传播 3 个过程描述:

$$P_{\text{TA}}(\mathbf{r}, t) \propto \beta \cdot \text{SAR}(\mathbf{r}) \cdot \eta, \quad (14)$$

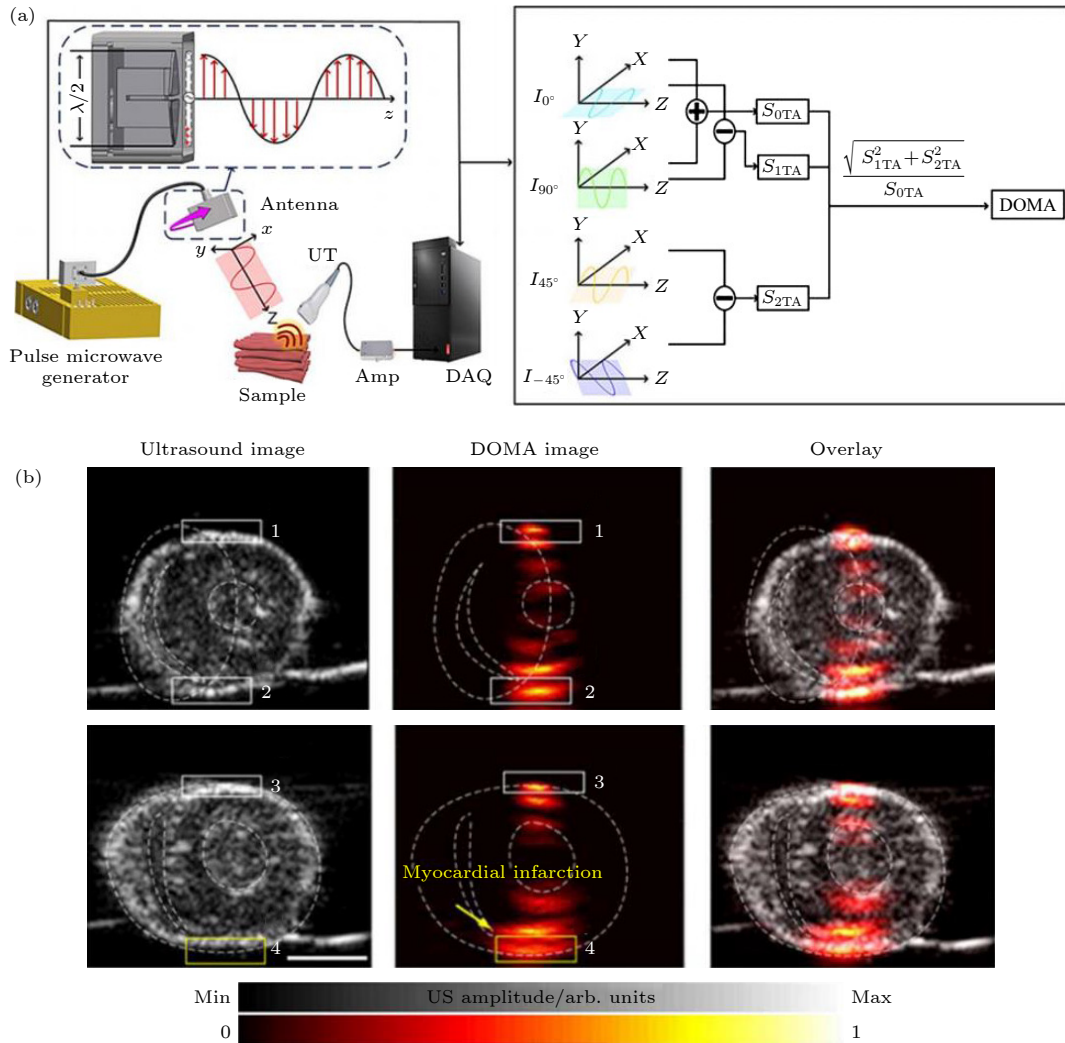


图 7 偏振微波热声心肌梗模型成像 [93] (a) 偏振微波热声成像系统的示意图和用于计算异质性参数 (DOMA) 的偏振微波热声成像机制; (b) 超声图像及相应的 DOMA 图像

Fig. 7. P-MTAI myocardial infarction model detection [93]: (a) Schematic diagram of the P-MTAI imaging system and the P-MTAI mechanism used to calculate DOMA; (b) ultrasonic images and corresponding DOMA images.

其中, β 是热膨胀系数, SAR 是比吸收率, η 是声传播系数. 可知, 热声信号与比吸收率成正相关, 显然 $P_{TA}(\mathbf{r}, t)$ 中携带了生物组织的电导率分布信息, 即生物组织的结构和空间排列信息. 覃欢团队^[93] 成功将偏振微波热声成像 (polarization microwave-induced thermoacoustic imaging, P-MTAI) 技术应用于离体心梗模型检测, 获得的偏振热声图像与超声检测的结果高度吻合, 准确地标定了心梗区域, 成像原理和结果如图 7 所示. 偏振微波热声成像可以敏感地捕捉到生物组织的空间排列信息, 为组织结构成像提供了技术支撑, 也开拓了热声成像检测心梗等组织结构紊乱型疾病的应用. 考虑偏振微波热声成像技术临床化的进一步发展, 如何实现对体内心脏梗坏检测是偏振微波热声成像应用推广的方向和难题之一.

5 总结与展望

综上所述, 研究者已从微波热声成像的原理、装置和应用等各方面进行了深入研究, 但微波热声成像技术作为一种致力于临床应用的新型成像技术, 还需要进一步的探索和优化, 之后的发展研究应考虑以下几点.

1) 提升成像分辨率和对比度. 为了更好地应用于生物医学成像, 微波热声成像技术需要在成像分辨率和对比度方面进一步提高. 未来可以通过开发新型的探测器、应用稳定的超短微波辐射源、改善探测器的灵敏度等方面, 提高微波热声成像技术的成像分辨率和对比度.

2) 发展成像算法. 目前微波热声成像技术的图像重建算法主要是借鉴超声或光声成像方法, 假设超声在生物组织中传播是均质的, 但是实际上各个生物组织的声速是不均匀的. 研究更先进的算法, 解决声速不均的问题可提升图像重建的准确度, 更精确地还原图像.

3) 成像系统的小型化. 传统的微波热声成像系统微波发生器多采用磁控管模式, 体积大、结构复杂, 难以移动, 应研究更便携、更易推进临床应用的小型微波发生器.

4) 研究多模态成像. 往往一种成像模式难以获取完整的病理信息, 多种成像方式相配合, 有利于做出更精确的诊断, 发展微波热声、超声、光声

三模态成像设备是一个很有前景的研究方向.

总之, 随着微波热声成像技术的不断发展和完善, 该技术将会在医疗领域得到更广泛的应用和推广.

参考文献

- [1] Ketcham R A, Carlson W D 2001 *Comput. Geosci.* **27** 381
- [2] Bushong S C, Clarke G 2003 *Magnetic Resonance Imaging: Physical and Biological Principles* (Amsterdam: Elsevier Health Sciences) pp58–65
- [3] Bushberg J T, Boone J M 2011 *The Essential Physics of Medical Imaging* (Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins) pp171–202
- [4] Haribabu V, Girigoswami K, Sharmiladevi P, Girigoswami A 2020 *ACS Biomater. Sci. Eng.* **6** 4377
- [5] Chan V, Perlas A 2011 *Atlas of Ultrasound-guided Procedures in Interventional Pain Management* (New York: Springer) p13
- [6] Nguyen K C T, Le L H, Kaipatur N R, Zheng R, Lou E H, Major P W 2016 *Ann. Biomed. Eng.* **44** 2874
- [7] Wang H, Liu N 2020 *J. Med. Imaging Health Inf.* **10** 918
- [8] Xu M H, Ku G, Jin X, Wang L V, Fornage B D, Hunt K K 2005 *The Sixth Conference on Biomedical Thermoacoustics, Optoacoustics, and Acousto-optics* **5697** 45
- [9] Behari J 2019 *Radio Frequency and Microwave Effects on Biological Tissues* (New York: CRC Press) pp63–82
- [10] Chen H, Tang X, Nie G, Wang Z, Hu J, Hu J, Qin H 2023 *J. Innovative Opt. Health Sci.* **16** 2243002
- [11] Lin J C 2005 *Advances in Electromagnetic Fields in Living Systems* (Boston: Springer) p41
- [12] 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
- [13] Rahpeima R, Soltani M, Kashkooli F M 2020 *Comput. Methods Programs Biomed.* **196** 105606
- [14] Liu Q, Liang X, Li T, Chao W, Qi W Z, Jin T, Gong Y, Jiang H B, Xi L 2023 *IEEE Trans. Med. Imaging* **42** 2425
- [15] Zhao Y, Shan T, Chi Z H, Jiang H B 2020 *J. Xray Sci. Technol.* **28** 83
- [16] Ren M Y, Cheng Z W, Wu L H, et al. 2023 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **70** 175
- [17] Chi Z H, Huang L, Wu D, Long X J, Xu X L, Jiang H B 2022 *Med. Phys.* **49** 84
- [18] Vander Vorst A, Rosen A, Kotsuka Y 2006 *RF/microwave Interaction With Biological Tissues* (Hoboken: John Wiley & Sons) pp30–38
- [19] Schwan H P, Foster K R 1980 *Proc. IEEE* **68** 104
- [20] Foster K R, Schwan H P 2019 *CRC Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields* (Boca Raton: CRC press) pp27–76
- [21] Fiedler T M, Ladd M E, Bitz A K 2018 *Neuroimage* **168** 33
- [22] Williams J M 2001 arXiv: 0102007 [physics.gen-ph]
- [23] Bacon C, Guilliorit E, Hosten B, Chimenti D E 2001 *J. Acoust. Soc. Am.* **110** 1398
- [24] Dagro A M, Wilkerson J W, Thomas T P, Kalinosky B T, Payne J A 2021 *Sci. Adv.* **7** eabd8405
- [25] Zhang X C, Xu J 2010 *Introduction to THz Wave Photonics* (Vol. 29) (New York: Springer) pp70–82
- [26] Drain L 2019 *Laser Ultrasonics: Techniques and Applications* (New York: Routledge) pp305–322
- [27] Paltauf G, Dyer P E 2003 *Chem. Rev.* **103** 487

- [28] Harris C M, Piersol A G 2002 *Harris' Shock and Vibration Handbook* (Vol. 5) (New York: McGraw-Hill) p21
- [29] Drebuschak V 2020 *J. Therm. Anal. Calorim.* **142** 1097
- [30] Gao F, Zheng Q, Zheng Y J 2014 *Med. Phys.* **41** 053302
- [31] Luo W L, Ji Z, Yang S H, Xing D 2018 *Phys. Rev. Appl.* **10** 1728
- [32] Lou C G, Yang S H, Ji Z, Chen Q, Xing D 2012 *Phys. Rev. Lett.* **109** 218101
- [33] Ji Z, Lou C G, Yang S H, Xing D 2012 *Med. Phys.* **39** 6738
- [34] Yan J, Tao C J, Wu S Z 2005 *IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference* Shanghai, China, 17–18 January 2006 p1521
- [35] Lou C G, Nie L M, Xu D 2011 *J. Appl. Phys.* **110** 083101
- [36] Ji Z, Ding W Z, Ye F H, Lou C G, Xing D 2015 *Appl. Phys. Lett.* **107** 094104
- [37] Ji Z, Lou C G, Shi Y, Ding W Z, Yang S H, Xing D 2015 *Appl. Phys. Lett.* **107** 839
- [38] Wang X, Bauer D R, Vollin J L, Manzi D G, Witte R S, Xin H 2012 *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.* **11** 1634
- [39] Sharif-Khodaei Z, Aliabadi M 2014 *Smart Mater. Struct.* **23** 075007
- [40] Berger C R, Demissie B, Heckenbach J, Willett P, Zhou S 2010 *IEEE J. Sel. Top. Sign. Proces.* **4** 226
- [41] Li J, Wu R B 1998 *IEEE Trans. Sign. Proces.* **46** 2231
- [42] Xu Q W, Zheng Z, Jiang H B 2021 *Chin. Phys. B* **30** 024302
- [43] Zhang J L, Li C Z, Jiang W C, Wang Z C, Zhang L J, Wang X 2022 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **70** 6336
- [44] Li C Z, Xi Z J, Jin G F, Jiang W C, Wang B S, Cai X R, Wang X 2023 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **70** 2350
- [45] Wang B S, Sun Y F, Wang Z C, Wang X 2020 *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.* **68** 377
- [46] Yu L, Antoni J, Wu H, Leclere Q, Jiang W 2019 *Mech. Syst. Sig. Process.* **134** 106309
- [47] Song J, Shen T, Wang Q W 2022 *IEEE J. Electromagn. RF Microwaves Med. Biol.* **7** 59
- [48] Luo Z X, Li C Z, Liu D T, Wang B S, Zhang L J, Ma Y X, Xu K W, Wang X 2023 *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.* **71** 2652
- [49] Huang L, Rong J, Yao L, Qi W Z, Wu D, Xu J Y, Jiang H B 2013 *Chin. Phys. Lett.* **30** 124301
- [50] Nie L M, Xing D, Zhou Q, Yang D W, Guo H 2008 *Med. Phys.* **35** 4026
- [51] Huang L, Zheng Z, Chi Z H, Jiang H B 2021 *Med. Phys.* **48** 4242
- [52] Ku G, Wang L V 2001 *Med. Phys.* **28** 4
- [53] Liang X, Guo H, Liu Q, Wu C F, Gong Y B, Xi L 2020 *Appl. Phys. Lett.* **116** 013702
- [54] Fu Y, Ji Z, Ding W Z, Ye F H, Lou C G 2014 *Med. Phys.* **41** 110701
- [55] Ding W Z, Ji Z, Ye F H, Lou C G, Xing D 2015 *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.* **63** 3272
- [56] Volmer C, Weber J, Stephan R, Blau K, Hein M A 2008 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **56** 360
- [57] Nan H, Arbabian A 2017 *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.* **65** 2607
- [58] Ku G, Wang L V 2000 *Med. Phys.* **27** 1195
- [59] Xu M H, Xu Y, Wang L V 2003 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **50** 1086
- [60] Xu M H, Wang L V 2002 *IEEE Trans. Med. Imaging* **21** 814
- [61] Zhao Z Q, Song J, Zhu X Z, Wang J G, Wu J N, Liu Y L, Nie Z P, Liu Q H 2012 *Electromagn. Waves* **134** 323
- [62] Cannata J M, Ritter T A, Chen W H, Silverman R H, Shung K K 2003 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **50** 1548
- [63] Sun X L, Yang X C, Zhu X Y, Liu H H 2017 *IEEE Sens. J.* **18** 1373
- [64] Li Z X, Chen D D, Fei C L, Li D, Feng W, Yang Y T 2021 *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control* **68** 2202
- [65] Candès E J, Wakin M B 2008 *IEEE Signal Process. Mag.* **25** 21
- [66] Ye F H, Ji Z, Ding W Z, Lou C G, Yang S H, Xing D 2016 *IEEE Trans. Med. Imaging* **35** 839
- [67] Chia S K, Speers C H, D'yachkova Y, Kang A, Malfair - Taylor S, Barnett J, Coldman A, Gelmon K A, O'reilly S E, Olivotto I A 2007 *Cancer* **110** 973
- [68] Youlden D R, Cramb S M, Dunn N A, Muller J M, Pyke C M, Baade P D 2012 *Cancer Epidemiol.* **36** 237
- [69] Verkman A, Hara-Chikuma M, Papadopoulos M C 2008 *J. Mol. Med.* **86** 523
- [70] Yu C H, Tang W, Wang Y H, Shen Q, Wang B, Cai C Q, Meng X J, Zou F 2016 *Cancer Lett.* **376** 268
- [71] Baritaki S, Apostolakis S, Kanellou P, Dimanche - Boitrel M T, Spandidos D A, Bonavida B 2007 *Adv. Cancer Res.* **98** 149
- [72] Li X, Davis S K, Hagness S C, Van der Weide D W, Van Veen B D 2004 *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.* **52** 1856
- [73] Celik A R, Kurt M B, Helhel S 2019 *ACES* **34** 1549
- [74] Kruger R A, Miller K D, Reynolds H E, Kiser Jr W L, Reinecke D R, Kruger G A 2000 *Radiology* **216** 279
- [75] Wu L H, Cheng Z W, Ma Y Z, Li Y J, Ren M Y, Xing D, Qin H 2022 *IEEE Trans. Med. Imaging* **41** 1080
- [76] Huang Y, Omar M, Tian W, Lopez-Schier H, Westmeyer G G, Chmyrov A, Sergiadis G, Ntziachristos V 2021 *Sci. Adv.* **7** eabd1505
- [77] Joines W T, Jirtle R L, Rafal M D, Schaefer D J 1980 *Inte. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **6** 681
- [78] Zheng Z, Jiang Y C, Huang L, Zhao Y, Jiang H B 2020 *J. X-Ray Sci. Technol.* **28** 137
- [79] Zhao Y, Chi Z H, Huang L, Zheng Z, Yang J G, Jiang H B 2017 *J. Innovative Opt. Health Sci.* **10** 1740001
- [80] Cunningham L S, Kelsey J L 1984 *Am. J. Public Health* **74** 574
- [81] Tański W, Dudek K, Tomaszewicz A, Świątoniowska-Lonc N 2022 *Int. J. Environ. Res. Public Health* **19** 3088
- [82] Gadeval A, Chaudhari S, Bollampally S P, et al. 2021 *Drug Discovery Today* **26** 2315
- [83] Thornton G, Shrive N, Frank C 2001 *J. Orthop. Res.* **19** 845
- [84] Buckwalter J A, Mow V C, Ratcliffe A 1994 *JAAOS-J. Am. Acad. Orthopaedic Surgeons* **2** 192
- [85] Sultan K S, Mohammed B, Manoufali M, Abbosh A M 2021 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **69** 6824
- [86] Chi Z H, Zhao Y, Huang L, Zheng Z, Jiang H B 2016 *Med. Phys.* **43** 6226
- [87] Chi Z H, Zhao Y, Yang J G, Li T T, Zhang G, Jiang H B 2019 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **66** 1598
- [88] Gandhi M S, Kamalov G, Shahbaz A U, Bhattacharya S K, Ahokas R A, Sun Y, Gerling I C, Weber K T 2011 *Heart Fail. Rev.* **16** 23
- [89] Weber K T, Sun Y, Bhattacharya S K, Ahokas R A, Gerling I C 2013 *Nat. Rev. Cardiol.* **10** 15
- [90] Friedberg C K, Horn H 1939 *J. Am. Med. Assoc.* **112** 1675
- [91] Smit M, Coetzee A, Lochner A 2020 *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.* **34** 2501
- [92] Alpert J S 1989 *Cardiology* **76** 85
- [93] Li Y J, Zhang S X, Wu L H, et al. 2022 *Photonics Res.* **10** 1297

SPECIAL TOPIC — The 90th Anniversary of South China Normal University and Physics Discipline

Biomedical microwave-induced thermoacoustic imaging*Wang Yu¹⁾²⁾³⁾⁴⁾ Zhang Hui-Min¹⁾²⁾³⁾⁴⁾ Qin Huan^{1)2)3)4)†}1) (*Key Laboratory of Laser Life Science & Institute of Laser Life Science, Ministry of Education, South China Normal University, Guangzhou 510631, China*)2) (*Guangdong Provincial Key Laboratory of Laser Life Science, South China Normal University, Guangzhou 510631, China*)3) (*Guangzhou Key Laboratory of Spectral Analysis and Functional Probes, South China Normal University, Guangzhou 510631, China*)4) (*College of Biophotonics, South China Normal University, Guangzhou 510631, China*)

(Received 5 May 2023; revised manuscript received 30 June 2023)

Abstract

Microwave thermoacoustic imaging (MTAI) is an exciting imaging technique rooted from the underlying principle of exploiting the distinct electrical properties of biological tissues. By using short-pulsed microwaves as a stimulation source and their interaction with the human body, MTAI has paved the way for revolutionary advancements in medical imaging. When microwaves are absorbed by polar molecules and ions within the tissues, an ingenious thermoelastic effect gives rise to ultrasound waves. These ultrasound waves, brimming with invaluable pathological and physiological insights, propagate outward, carrying the essence of the composition and functionality of biological tissue. Through a meticulous collection of ultrasound signals from all directions surrounding the tissue, it becomes possible to reconstruct intricate internal structures and visualize the tissue's functional dynamics. The MTAI excels in non-invasiveness, capable of delving several centimeters beneath the surface with a microscopic resolution on the order of micrometers. The magic lies in converting microwave energy into ultrasound waves, entering into the hidden depths of tissues without causing harm. This groundbreaking imaging modality unlocks a realm of possibilities for acquiring profound insights into the intricate structures and functionality of deep-seated tissues. Furthermore, the inherent polarization characteristics of microwaves empower MTAI to capture additional dimensions of information, unraveling the intricate polarization properties and illuminating a richer understanding of the tissue's complexity. The great potential of MTAI extends far and wide within the medicine field. It has made remarkable achievements in non-invasive imaging of brain structures, screening breast tumors, visualizing human arthritis, and detecting liver fat content. These accomplishments have laid a solid foundation, firmly establishing MTAI as a trailblazing medical imaging technique. The present study offers a comprehensive and in-depth exploration of the physical principles underpinning MTAI, the sophisticated system devices involved, and the recent groundbreaking research breakthroughs. Moreover, it delves into the exciting prospects and challenges that lie ahead in the future development of MTAI. As the technology continues to progress by leaps and bounds, MTAI is ready to break down barriers, and usher in a new era of unmatched imaging quality and performance. This, in turn, will open the floodgates for transformative innovations and applications in medical diagnosis and treatment. The anticipation is palpable as MTAI strives to make substantial contributions to the ever-developing medical imaging field, bestowing upon humanity more accurate, reliable, and life-enhancing diagnostic capabilities.

Keywords: microwave-induced thermoacoustic imaging, electrical properties of biological tissues, microwave sources, technique of brain imaging

PACS: 43.35.Ud, 87.85.Pq**DOI:** [10.7498/aps.72.20230732](https://doi.org/10.7498/aps.72.20230732)

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 62075066), the Basic and Applied Basic Research Foundation of Guangdong Province, China (Grant No. 2023A1515010824), and the Science and Technology Program of Guangzhou, China (Grant No. 202201010718).

† Corresponding author. E-mail: qinghuan@scnu.edu.cn



生物医学微波热声成像

王雨 张慧敏 覃欢

Biomedical microwave-induced thermoacoustic imaging

Wang Yu Zhang Hui-Min Qin Huan

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 72, 204301 (2023) DOI: 10.7498/aps.72.20230732

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.72.20230732>

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

多光子成像技术的生物医学应用新进展

New advances in biomedical applications of multiphoton imaging technology

物理学报. 2020, 69(22): 228702 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20201039>

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>

基于随机场照射的最优微波成像

Optimal microwave imaging with random field illuminations

物理学报. 2019, 68(5): 055201 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20182122>

基于生物阻抗谱成像的生物组织检测方法

Biological tissue detection based on electrical impedance spectroscopic tomography

物理学报. 2022, 71(4): 048706 <https://doi.org/10.7498/aps.71.20211600>

热注射法合成用于生物成像的核壳上转换纳米晶

Hot injection synthesis of core-shell upconversion nanoparticles for bioimaging application

物理学报. 2020, 69(14): 147801 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200347>