基于热吸收分布的热声成像方法研究

李艳红^{1,2}, 刘国强^{1,2*}, 宋佳祥^{1,2}, 夏慧¹

1. 中国科学院电工研究所, 北京 100190;

2. 中国科学院大学, 北京 100049

* E-mail: gqliu@mail.iee.ac.cn

收稿日期: 2018-09-15; 接受日期: 2019-01-22; 网络版发表日期: 2019-03-01

国家自然科学基金(批准号: 51477161)和国家重点研发计划(编号: 2018YFC0115200)资助项目

摘要 注入电流式热声成像是一种电磁场与声场耦合新型成像技术, 融合了传统电阻抗成像高对比度和超声成像高分辨率的优势, 具有早期诊断的潜力. 为了验证该方法在复杂生物组织结构中应用的可行性, 本文分析了注入电流式热声成像方法基本理论, 将脉冲激励电流注入目标体, 在目标体中产生焦耳热, 引起热膨胀激发超声波; 将热吸收作为热声源, 以低电导率的椭圆和长方形目标体为几何模型, 进行电磁场和声场耦合分析, 得到声源及声压分布; 同时, 搭建了成像系统实验平台, 分别采用不同厚度猪骨质和模拟生物软组织的1 S/m低电导率仿体、新鲜猪肝离体组织嵌入0.5 S/m仿体, 将脉宽0.8 μ s的脉冲激励电流源注入仿体, 开展热声实验研究. 采用1 MHz中心频率的超声换能器进行声压信号的检测, 得到目标体的声压信号及猪肝仿体的B扫图像. 研究结果表明: 较薄较软的骨头遮挡实验所检测到的声压信号并无明显衰减, 尽管硬骨对声信号起到了一定的衰减作用, 但依然可以得到较清晰的声压信号, 且声压波形均可反映凝胶仿体电导率变化的位置; 猪肝仿体实验结果验证了该方法可反映低电导率生物组织电导率变化. 该研究证实了该方法用于复杂生物组织成像的可行性, 为推动多物理场耦合成像技术应用于人体疾病诊断提供了依据.

关键词 热声成像, 脉冲电流, 热吸收分布, 低电导率, 骨头, 离体组织

1 引言

临床常规诊断技术确诊时多为中晚期, 迫切需要发展早期诊断功能影像学技术. 研究表明, 无论是在早期诊断还是愈后和康复中, 电参数都可反映组织的病变状态^[1,2], 生物组织电特性的改变与病变状态密切相关, 肿瘤在发生和发展过程中与正常组织相比, 电特性的差异较大, 且电特性的变化往往早于结构变化^[3].

电阻抗成像作为一种重要的早期诊断技术^[4-6], 是医学成像发展的新方向.

早期诊断功能影像学技术, 需具备对电参数变化敏感度高以及对电参数差异分辨力高的能力^[7,8], 单一场成像通常具有物理局限性, 难以同时达到良好的对比度和分辨率. 电磁场与声场相结合的多物理场成像在提高分辨率的同时保留了电特性成像高对比度的优势, 成为研究热点^[9]. 主要分为两类: 一类是以洛伦兹

引用格式: 李艳红, 刘国强, 宋佳祥, 等. 基于热吸收分布的热声成像方法研究. 中国科学: 技术科学, 2019, 49: 641–651

Li Y H, Liu G Q, Song J X, et al. Thermo-acoustic imaging based on heat absorption distribution (in Chinese). Sci Sin Tech, 2019, 49: 641–651, doi: 10.1360/N092018-00315

力为声源的耦合成像方法, 如, 感应式磁声成像^[10~12]和注入式磁声成像^[13,14], 一类是以焦耳热为声源的耦合成像方法, 如, 微波热声成像^[15]、磁热声成像^[16~18]和注入电流式热声成像^[19].

微波热声成像反映组织的介电特性, 受工作频率的限制牺牲了穿透深度^[20], 难以透入组织器官深部. 如当微波频率为3 GHz时, 在肌肉中的穿透深度理论值为1.2 cm, 当微波频率为500 MHz时, 在肌肉中的穿透深度理论值为3.4 cm^[21]. 与微波热声成像相比, 磁热声成像和注入电流式热声成像由于降低了激励源的频率, 增大了穿透深度, 同时提高了转换效率, 有望以更低的能量实现高效率的图像重建; 与磁声成像相比, 无需磁体, 简化了设备的复杂性, 降低了成本.

磁热声成像是2013年由新加坡南洋理工大学提出的, 磁热声成像的激励源频率小于20 MHz, 此频率下电磁波对生物组织的穿透深度可达到15 cm^[22], 从而可实现生物组织深层内部组织病变的早期诊断和检测. 南洋理工大学实现了高电导率金属条实验样本的声源成像^[23]. 对于低电导率目标体, 由于热声源项较弱, 增加了检测难度, 通过对激励检测模式及算法的优化, 中国科学院电工研究所获得了低电导率凝胶仿体图像^[24,25].

2016年, 中国医学科学院北京协和医学院生物医学工程研究所研究了注入式磁声成像中的热声效应^[26], 中国科学院电工研究所同年开展了注入电流式热声成像方法研究, 同时开展了磁热声成像和注入电流式热声成像对比研究, 发现了二者的热声效应中均存在着磁声效应^[27], 比较而言, 对于生物组织, 后者的磁声效应非常小, 可以避开前者两种效应难以区分的问题, 且还可在降低激励源功率的同时提高检测信号强度.

注入电流式热声成像方法在激励/检测模式、穿透深度、声源机制等方面都具有独特的优势, 在癌症早期诊断中具有良好的临床应用潜力.

目前, 对于注入电流式热声成像方法的研究, 已经形成了初步的理论基础, 并且已经报道了关于以凝胶仿体为成像目标体的实验结果^[28,29]. 但其只针对凝胶仿体, 实际生物组织具有自身的电学和声学特性, 且目前注入电流式热声成像的研究基于目标体均为无骨组织的假设, 而实际上生物体远比仿体的结构及电参数要复杂得多, 实际生物体包含脂肪、肌肉组织和骨

头等结构. 本文分析了注入电流式热声成像方法基本理论; 给出了电磁场和声场耦合模型, 并进行数值仿真分析, 得到了声源及声压分布; 设计搭建了注入电流式热声成像实验平台; 结合低电导率仿体和骨头以及采用新鲜离体猪肝组织嵌入低电导率仿体为目标体, 开展实验研究, 采集声压信号并进行成像分析. 证明了该方法用于复杂生物组织成像的可行性.

2 理论分析

注入电流式热声成像是利用电、热、声多物理场耦合的成像方法, 成像原理如图1所示. 采用脉冲电流源作为激励, 通过电极向成像目标体注入电流, 在目标体中产生焦耳热, 打破目标体原始热平衡, 引起热膨胀, 激发超声信号, 由超声探头检测超声信号, 根据检测的超声信号重建目标体的图像, 可反映目标体的电参数特性.

注入电流式热声成像正问题包括电磁场正问题和声场正问题, 电磁场正问题为已知目标体电导率求解热吸收分布, 声场正问题为利用热吸收分布求解声压信号.

针对生物组织, 采用电准静态近似, 将电导率为 σ 的目标体施加脉冲电流, 电场强度的空间分布表示为

$$\mathbf{E} = -\nabla \phi, \quad (1)$$

其中, ϕ 为标量电位.

根据电流连续性定理, 结合边界条件, 注入电流式热声成像所满足的电磁场问题为^[28]

图1 (网络版彩图)注入电流式热声成像原理图

$$\begin{cases} \nabla \cdot [\sigma(\mathbf{r}') \nabla \phi(\mathbf{r}', t)] = 0, \\ \sigma \frac{\partial \phi}{\partial n} \Big|_{\Gamma_{A,B}} = \pm \frac{I(t)}{A_0}, \\ \frac{\partial \phi}{\partial n} \Big|_{\Gamma_g} = 0, \\ \phi(\mathbf{r}', t)|_{t=0} = 0, \end{cases} \quad (2)$$

其中, $\Gamma_{A,B}$ 为注入电极位置, Γ_g 为除去电极之外的目标体边界, A_0 为电极与目标体接触面积, $I(t)$ 为注入电流, $\frac{\partial \phi}{\partial n}$ 为 ϕ 的法向导数.

目标体内电流密度分布为

$$\mathbf{J}(\mathbf{r}', t) = \sigma(\mathbf{r}', t) \mathbf{E}(\mathbf{r}', t). \quad (3)$$

足够短的脉冲持续时间, 可以限制能量在目标体内的沉积效应, 并降低热扩散效应. 在热声成像中, 激励脉冲脉宽 τ 短于目标体吸收能量的热传导时间 τ_{th} , 约束条件为 $\tau < \tau_{th} \sim l^2/\alpha$, α 为热扩散系数, l 为穿透深度或是吸收能量的目标体尺寸, 对于大多数组织来说, $\alpha \approx 10^3 \text{ cm}^2 \text{ s}^{-1}$. 本文采用的脉冲激励 $\leq 1 \text{ } \mu\text{s}$, 即激励源脉冲宽度远远小于热传导时间. 在相同的时间内, 热传导的距离为 $\sqrt{\alpha\tau} \approx 0.3 \text{ mm}$, 声波传播距离 $c_s\tau \approx 1.48 \text{ mm}$, 远远大于热传导的距离. 可见, 采用 $1 \text{ } \mu\text{s}$ 的脉冲激励源, 可忽略热传导^[30].

施加的瞬时短脉冲在目标体内产生焦耳热, 热函数可表达为^[31]

$$S(\mathbf{r}', t) = \sigma(\mathbf{r}') \mathbf{E}(\mathbf{r}', t) \cdot \mathbf{E}(\mathbf{r}', t). \quad (4)$$

定义热吸收分布是单位时间内所吸收的能量, 对热函数进行时间积分, 用标量电位 ϕ 表示, 得到热吸收分布函数为

$$S(\mathbf{r}') = \sigma(\mathbf{r}') \int_0^\tau \nabla \phi(\mathbf{r}', t) \cdot \nabla \phi(\mathbf{r}', t) dt, \quad (5)$$

式中, τ 为脉冲宽度.

温度场热平衡方程表示为

$$\rho_0 C_p \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} - \nabla \cdot (k \nabla T) = S(\mathbf{r}', t), \quad (6)$$

其中, C_p 为比热容, k 为热导率, 忽略热传导, 则有

$$\rho_0 C_p \frac{\partial T(\mathbf{r}, t)}{\partial t} = S(\mathbf{r}', t). \quad (7)$$

目标体内产生的焦耳热引起热膨胀激发超声波, 由超声探头检测超声信号. 热声波动方程为

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\rho_0 \beta \frac{\partial^2 T(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2}. \quad (8)$$

结合温度场热平衡方程和声压波动方程, 在注入电流式热声成像中, 声波所满足的声压波动方程为

$$\nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} S(\mathbf{r}') \frac{\partial I(t)}{\partial t}, \quad (9)$$

式中, $p(\mathbf{r}, t)$ 为 t 时刻超声探头所处位置 $\mathbf{r}$ 处的声压, $\mathbf{r}'$ 为目标体声源位置, c_s 表示声速, β 为热膨胀系数.

采用格林函数积分法对声压波动方程进行求解, 得到超声换能器位置的声场:

$$p(\mathbf{r}, t) = \frac{1}{4\pi} \int_{\Omega} \frac{\beta}{C_p} S(\mathbf{r}') \frac{\partial I(t)}{\partial t} \frac{\delta(t - \mathbf{R}/c_s)}{\mathbf{R}} d\Omega'. \quad (10)$$

对于目标体中存在较薄较软骨质和硬骨的情况下, 只考虑有骨头遮挡情况下对声信号的衰减作用.

3 仿真分析

3.1 仿真模型

研究表明, 正常肝组织的电导率在 10 Hz 和 1 MHz 情况下分别为 0.126 ± 0.015 和 $0.461 \pm 0.042 \text{ S/m}$, 而肿瘤组织在相应频率下分别为 0.269 ± 0.091 和 $0.523 \pm 0.082 \text{ S/m}$ ^[32]. 对于乳腺, 恶性肿瘤组织和正常组织的介电常数和电导率的差异分别为 233% 和 577% ^[33]. 雄性小鼠纤维肉瘤 3 个不同发展阶段下电学性质在 $10 \text{ kHz} \sim 100 \text{ MHz}$ 下的测试结果, 也证实了不同发育阶段肿瘤组织的电导率参数在统计学上具有显著差异^[34].

采用有限元分析方法进行基于热吸收分布的注入电流式热声成像理论的验证, 采用低电导率模型开展电磁场和声场耦合分析. 所建立的几何模型及电导率分布情况如图 2 所示, 图 2 中外部矩形模拟正常组织, 其以 $(0, 0)$ 为中心, 宽和高分别为 0.03 和 0.04 m , 电导率设为 0.2 S/m , 内部矩形和椭圆模拟肿瘤组织, 内部矩形和椭圆的中心位置分别为 $(-0.0065, 0)$ 和 $(0.0065, 0) \text{ m}$, 矩形宽和高分别为 0.005 和 0.02 m , 椭圆的长半轴和短半轴分别为 0.01 和 0.0025 m , 内部矩形和椭圆的电导率均设为 0.8 S/m . 目标体几何模型以外的区域被设为超声探头耦合区域, 电导率设为 $5.5 \times 10^{-6} \text{ S/m}$.

利用电流场求解电磁场正问题, 得到目标体中电场强度分布, 进而可以求解热吸收分布, 得到声源项,

图2 (网络版彩图)仿真模型电导率分布

再进行声场正问题求解, 模型和耦合区域的声速均设为1500 m/s.

3.2 仿真结果

由于在脉冲激励时间 τ 内, 存在热吸收分布 $S(\mathbf{r}')$, 其空间分布与目标体电导率分布相关, 声源项 $S(\mathbf{r}')\frac{\partial I(t)}{\partial t}$ 随时间变化, 随机提取仿真模型在0.4 μs 时刻的热吸收分布, 热吸收分布 $S(\mathbf{r}')$ 归一化图像如图3(a)所示, 图3(b)给出了声源项的归一化图像. 图3为隐藏了目标体原始模型几何轮廓的热吸收分布和声源项图像, 从图像中可以看出热吸收分布及声源项非常清晰地反映了目标体电导率分布情况.

图3 (网络版彩图)归一化图像. (a) 热吸收分布; (b) 声源项

模拟超声换能器位于(0.02, 0) m, 提取这一点的声压信号, 声压信号随时间变化曲线如图4所示. 仿真的声压信号曲线幅值变化位置反映了模型电导率变化. 以第一个幅度变化和最后一个幅度变化为例, 第一个幅度变化出现的时间对应了声波从目标体右侧外边界传播到声压提取点的时间, 传播距离为0.005 m, 则理论计算传播时间为0.005 m/1500 m/s=3.33 μs , 最后一个幅度变化出现的时间对应了声波从目标体左侧外边界传播到声压提取点的时间, 传播距离为0.035 m, 则理论计算传播时间为0.035 m/1500 m/s=23.33 μs . 图4中第一个波簇所在位置为3.5 μs , 最后一个波簇位置为23.7 μs , 最大误差约为5.1%, 图4的仿真结果与理论计算时间基本吻合. 而中间的声压幅值变化情况反映了目标体内部电导率的变化情况.

由于实际实验中采集的超声探头接收信号为电信号, 即采集到的数据为实际声压信号和超声探头响应数据的卷积, 实际实验中采用的超声探头中心频率为1 MHz, 采用1 MHz超声探头响应特性曲线与图4中的声压信号做卷积, 模拟得到归一化的超声探头采集信号波形, 如图5所示. 图中有6个波簇, 6个波簇与图4中标注的标号1~6相对应, 即第1个波簇对应模型中超声信号从外部矩形右侧边界传播到模拟超声探头位置的时间, 第2, 3个波簇分别对应超声信号从椭圆形两个边界传播到模拟超声探头位置的时间, 第4, 5个波簇分别对应超声信号从内部小矩形两个边界传播到模拟超声探头位置的时间, 第6个波簇对应超声信号从外部矩形左侧边界传播到模拟超声探头位置的时间. 波簇位置反映了目标体电导率发生变化的位置, 证明了当目标

图 4 仿真模型(0.02, 0) m处仿真声压信号

体电导率发生变化, 采用该方法可以采集到反映电导率变化的热声信号, 初步验证了注入电流式热声成像的理论可行性。

4 实验方法

4.1 实验系统

为了对理论和仿真分析结果进行验证, 搭建注入电流式热声成像实验系统, 进行实验研究, 实验系统结构如图6所示。

注入电流式热声成像实验系统主要包括4部分。

(1) 激励源系统: 脉冲激励源系统包括信号发生器系统、脉冲源和一对激励铜电极, 信号发生器向脉冲源输入方波脉冲信号控制脉冲源工作状态, 脉冲源采用功率开关管控制储能电容快速放电, 脉冲源可以产生 $0.5\sim 1\ \mu\text{s}$ 的脉冲电流, 储能电压为 $0\sim 800\ \text{V}$, 放电电流峰值为 $0\sim 300\ \text{A}$ 。

由于人体和动物组织的电导率一般低于

图 5 仿真模型(0.02, 0) m处模拟探头接收信号归一化波形

$1\ \text{S/m}$ ^[33,35], 为了验证实验电流的安全性, 采用能代表人体绝大多数电导率参数的低电导率仿体, 采用 $0.8\ \mu\text{s}$ 脉冲信号进行激励, 从零开始调节激励源幅度直至超声探头检测到可反映仿体信息的声信号, 此时, 计算验证实验所施加的激励电流为人体安全电流。

(2) 超声信号检测系统: 超声信号检测系统主要包括超声换能器、低噪声前置放大器、滤波器和数据采集系统。将超声换能器置于含有绝缘油的有机玻璃槽中, 使其与目标体处于同一高度, 超声换能器中心频率为 $1\ \text{MHz}$, 带宽为 $0.87\sim 1.27\ \text{MHz}$, 超声换能器检测到超声信号后, 经低噪声前置放大器放大 $60\ \text{dB}$, 并进行 $0.1\sim 3\ \text{MHz}$ 的带通滤波, 之后对处理过的声压信号进行采集和存储, 作为声源图像重建的实验数据。

(3) 扫描系统: 本文实验数据采用B扫的采集方式,

图 6 (网络版彩图)实验系统结构图

扫描系统如图6中扫描系统部分, 通过旋转A, B, C可分别控制超声换能器在 x , y , z 三个方向移动, 实现超声换能器在3个不同方向的数据步进采集。

(4) 图像重建系统: 根据注入电流式热声成像理论, 图像重建单元利用采集到的声压数据进行热声源的图像重建。

实验系统实物图如图7所示。实验过程中, 为了耦合声信号, 有机玻璃槽内放置绝缘油, 将目标体成像位置和超声换能器浸没于绝缘油中。

4.2 仿体模型

对于复杂生物组织结构, 为了验证含骨质对注入电流式热声成像方法的影响, 进行含骨头的低电导率仿体实验研究。在目标体接近生物组织电参数条件下, 验证生物体较薄较软骨质以及硬骨分别对检测的声压信号的影响。根据文献所述, 较软骨质的电导率为 $0.15\sim 0.3\text{ S/m}$, 硬骨的电导率约为 0.03 S/m ^[35]。骨头的密度为 1.668 g/cm^3 ^[36,37]。

将 0.54% 的氯化钠溶液与琼脂粉混合加热, 冷却后制成的凝胶仿体电导率为 1 S/m , 制作的模型示意图如图8(b)中左侧所示。采用凝胶仿体模拟生物组织, 将图8(a)较薄偏软的猪月牙骨和图8(b)右侧硬骨分别贴合凝胶仿体一侧放置, 用来验证不同骨质对声信号检测的影响。月牙型较薄骨头最厚处厚度为 5 mm , 硬骨的厚度为 $5\sim 10\text{ mm}$, 仿体长和宽分别为 12 和 5 cm , 仿体中间为一个中空直径为 2 cm 的圆柱体, 圆柱体中充满绝缘油。超声换能器距离凝胶仿体外侧边界距离为 6 cm 。骨头与仿体贴合的界面为界面1, 标注的白色虚线为探头轴向经过圆柱体中心, 虚线与中空圆柱体相交边界分别为边界2和边界3, 仿体最后一个界面为边界4。

图8 (网络版彩图)实验照片。(a) 较薄偏软骨质; (b) 硬骨遮挡

图7 (网络版彩图)实验系统照片

为了验证注入电流式热声成像方法对低电导率组织的识别能力, 制备低电导率离体组织仿体, 由于人体组织电导率基本小于 1 S/m ^[38], 肌肉组织的电导率为 $0.5\sim 0.6\text{ S/m}$ ^[35], 将 0.27% 的氯化钠溶液与琼脂粉混合加热, 冷却后制成电导率为 0.5 S/m 的凝胶仿体, 将 5 mm 宽度的猪肝嵌入仿体正中心, 如图9所示。其中, 距离超声换能器最近的仿体边界为边界1, 猪肝与凝胶仿体交界面为边界2和3, 仿体最后一个边界为边界4。

采用高压窄脉冲激励源, 通过一对铜电极向目标体模型注入脉冲电流, 脉冲宽度为 $0.8\text{ }\mu\text{s}$, 重复频率为 80 Hz 。实验过程中, 分别进行无骨头遮挡的纯凝胶仿体实验和有骨头遮挡实验、猪肝仿体实验。当无骨头遮挡和有骨遮挡时, 超声换能器距离凝胶仿体边界距离为 6 cm 。超声换能器距离猪肝仿体第一个边界距离为 5.7 cm 。

5 实验结果及分析

当向成像目标体注入脉冲电流后, 含一定浓度氯化钠的凝胶仿体产生焦耳热, 由于施加的为瞬时短脉冲, 忽略热传导, 焦耳热激发热膨胀从而产生超声信

图 9 (网络版彩图)猪肝仿体实验

号, 通过超声换能器接收声信号。

对于较薄较软骨质及硬骨对声压检测结果的影响实验, 如图8(b)所示, 白线为超声换能器中心轴向位置, 检测该位置的声压信号, 即超声换能器与仿体长度方向垂直、正对着仿体中空位置正中心。当无骨质遮挡目标体为纯凝胶仿体时, 超声换能器检测到的超声信号通过前置放大和滤波器进行信号调理后, 超声探头检测到信号如图10所示, 超声探头检测到的信号为电信号, 即检测波形为声压和超声探头自身响应的卷积结果。

图10中第一个声信号波簇出现的时间大概在 $42 \mu\text{s}$, 由于超声换能器与凝胶仿体边界的距离约为 6 cm , 第一个波簇的时间与仿体靠近超声换能器一侧的第一个边界所激发的声波传播到超声换能器的时间基本一致。随后, 声信号传播过程中又出现3个波簇, 时

图 10 无骨头遮挡时仿体实验超声探头测量信号

间分别位于 $52, 66$ 和 $77 \mu\text{s}$, 这3个波簇分别对应了声波从中空圆柱体靠近超声换能器的一侧、远离超声换能器的一侧、整个凝胶仿体远离超声换能器的一侧传播到超声换能器的时间。

图10中的波簇1和波簇4分别对应了宽为 5 cm 的凝胶仿体的两个边界的位置, 从图中可以得到超声信号在这两个边界传播到超声换能器的时间差为 $35 \mu\text{s}$, 超声在绝缘油中的声速为 1425 m/s , 理论上凝胶仿体的两个边界产生超声信号传播到超声换能器的时间差和超声从凝胶仿体靠近探头侧外边界传播到达超声换能器的时间应该分别为

$$\Delta t_1 = \frac{d_1}{v} = \frac{0.05 \text{ m}}{1425 \text{ m/s}} = 35.09 \mu\text{s}, \quad (11)$$

$$\Delta t_2 = \frac{d_2}{v} = \frac{0.06 \text{ m}}{1425 \text{ m/s}} = 42.1 \mu\text{s}. \quad (12)$$

与实验结果读取的 35 和 $42 \mu\text{s}$ 与理论值相比, 存在一定的偏差, 仿体宽度误差为 0.12825 mm , 仿体距离超声换能器距离误差为 0.1425 mm , 分析原因是由于绝缘油中的声速误差; 测量误差, 包括凝胶仿体的测量误差和超声换能器位置的测量误差等, 可以认为实验值与理论值基本一致。

为了验证较薄较软骨头以及硬骨对注入电流式热声成像超声信号的影响, 采用猪月牙软骨及硬骨在靠近超声换能器一侧与凝胶仿体贴合, 贴合方式如图8(b)所示, 施加的脉冲激励参数不变, 采用超声换能器采集超声信号, 超声信号波形如图11所示。

图11(a)中检测到的声信号幅值并没有非常明显的下降, 证明凝胶仿体与超声换能器之间紧贴凝胶仿体位置存在较薄较软骨质时并不会对检测造成较明显的影响。图11(b)中的超声信号的4个波簇位置分别与凝胶仿体内外边界和凝胶仿体中空的圆柱体边界相对应, 可以看出图中超声信号的幅度有一定程度的下降, 即较硬较厚的骨头对声信号产生了衰减作用, 但图中的声信号波簇依然比较清晰地反映了超声信号从成像目标体不同位置传播到超声换能器的特性。

由于软骨不会对检测信号造成明显影响, 本文只对硬骨遮挡情况下进行单一方向扫描检测, 以 1 mm 的步长移动超声换能器检测位置, 移动方向如图8(b)超声探头步进方向所示, 扫描声压信号, 进行数据采集和成像, 成像结果如图12所示。单一方向检测数据, 声波从圆柱形界面到达超声探头位置, 得到环形曲线界

图 11 有骨质遮挡实验超声探头测量信号. (a) 较薄偏软骨质; (b) 硬骨遮挡

面. 从图中可以看出界面1和界面4反映仿体的宽度, 提取实验数据计算仿体宽度基本为4.97~5.06 cm, 而界面2和界面3反映了内部中空圆柱的直径, 基本为2.1 cm, 计算最大误差为5%.

对于低电导率猪肝仿体, 实验照片如图9所示, 仿体中心嵌入新鲜的猪肝组织, 白色虚线为超声换能器单点检测声压时中心轴向, 超声换能器距离仿体第一个边界距离为5.7 cm, 检测到的声压信号如图13(a)所示. 以1 mm的步长移动超声换能器检测位置, 移动方向如图9超声探头步进方向所示, 扫描声压信号, 进行数据采集和成像, 成像结果如图13(b)所示.

图13(a)中第一个声信号波簇出现的时间大概在40 μs, 由于超声换能器与凝胶仿体边界的距离为5.7 cm, 第一个波簇的时间与仿体靠近超声换能器一

侧的第一个边界所激发的声波传播到超声换能器的时间一致; 随后, 声信号传播过程中又出现3个波簇, 时间分别位于56, 60和75 μs, 这3个波簇分别对应了声波从中间嵌入的猪肝靠近超声换能器的一侧、嵌入猪肝远离超声换能器的一侧、整个凝胶仿体远离超声换能器的一侧传播到超声换能器的时间.

图13(a)中的波簇1和波簇4分别对应了宽为5 cm的凝胶仿体的两个边界的位置, 从图中可以得到超声信号在这两个边界传播到超声换能器的时间差为35 μs, 超声在绝缘油中的声速为1425 m/s, 理论上图7中凝胶仿体及猪肝的4个边界产生超声信号传播到超声换能器的时间应该分别为

$$\Delta t_1 = \frac{d_1}{v} = \frac{0.057 \text{ m}}{1425 \text{ m/s}} = 40 \mu\text{s}, \quad (13)$$

$$\Delta t_2 = \frac{d_2}{v} = \frac{0.0795 \text{ m}}{1425 \text{ m/s}} = 55.79 \mu\text{s}, \quad (14)$$

$$\Delta t_3 = \frac{d_3}{v} = \frac{0.0845 \text{ m}}{1425 \text{ m/s}} = 59.30 \mu\text{s}, \quad (15)$$

$$\Delta t_4 = \frac{d_4}{v} = \frac{0.107 \text{ m}}{1425 \text{ m/s}} = 75.09 \mu\text{s}. \quad (16)$$

与实验结果声压波形中读取的40, 56, 60和75 μs相比, 存在一定的偏差, 最大偏差为1.2%, 这除了与绝缘油中的声速误差、猪肝和仿体以及超声换能器位置的测量误差有关外, 还与猪肝与仿体较软, 制作仿体时嵌入猪肝导致的猪肝与仿体交界面不平整有关.

将超声探头保持在绝缘油中的高度不变, 沿仿体长度方向, 按着1 mm的步进距离扫描采集声信号, 利用采集到的信号进行归一化图像重建, 如图13(b)所示, 可以得到较为清晰的归一化图像, 得到新鲜猪肝组织

图 12 硬骨遮挡实验B扫图

图 13 猪肝仿体实验结果. (a) 超声探头检测信号; (b) B扫图像

处于仿体中的准确位置, 进一步验证了图像可反映低电导率仿体甚至是组织的电导率变化情况.

6 讨论与结论

(1) 通过理论分析、仿真分析与实验分析, 验证了注入电流式热声成像方法的可行性, 利用基于热吸收分布的热声效应所激发的声压信号, 可以反映低电导率凝胶仿体的结构分布及电导率变化情况, 验证了注入电流式热声成像方法的有效性和可靠性.

(2) 开展了较薄较软骨质和硬骨结合低电导率仿体实验, 分析了不同特性骨质对声压信号检测的影响, 证明了注入电流式热声成像方法用于含不同特性骨头低电导率生物组织的可行性, 为进一步开展含骨质复杂生物组织图像重建的研究提供了依据.

本文采用电导率为0.5 S/m的仿体嵌入新鲜猪肝

组织为目标体, 模拟低电导率生物组织, 得到了可反映仿体和猪肝组织电导率差异的声压信号, 同时得到了较为清晰的猪肝和仿体图像, 为进一步开展复杂低电导率生物组织图像重建的研究提供了依据.

(3) 目前, 本研究针对骨质进行了对热声信号影响的研究, 下一步需开展仿体、生物组织、骨质等复杂情况下流体固体耦合分析; 目前成像采用的是B扫方式, 下一步将围绕目标体旋转一周进行旋转扫描, 采集一周数据进行目标体图像重建, 对于有弧度的目标体, 可得到反映更真实目标体的图像分布.

(4) 注入电流式热声成像新方法继承了电阻抗成像早期诊断、不使用射线、对比度高的优点, 同时具有超声成像空间分辨率高的优点. 与微波热声成像相比, 可增加穿透深度; 与磁声成像相比, 无需磁体, 可降低系统复杂度. 该方法和系统将推动多物理场耦合成像技术在疾病早期诊断中的应用.

致谢 基于热吸收分布的热声成像方法的研究, 得到了李元园、安慧林等人的协助, 并得以顺利开展, 在此深表谢忱.

参考文献

- 1 Skourou C, Hoopes P J, Strawbridge R R, et al. Feasibility studies of electrical impedance spectroscopy for early tumor detection in rats. *Physiol Meas*, 2004, 25: 335–346
- 2 Brindle K. New approaches for imaging tumour responses to treatment. *Nat Rev Cancer*, 2008, 8: 94–107
- 3 Halter R J, Schned A, Heaney J, et al. Electrical impedance spectroscopy of benign and malignant prostatic tissues. *J Urol*, 2008, 179: 1580–1586
- 4 Braun F, Proenca M, Sola J, et al. A versatile noise performance metric for electrical impedance tomography algorithms. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2017, 64: 2321–2330
- 5 Murphy E K, Mahara A, Halter R J. Absolute reconstructions using rotational electrical impedance tomography for breast cancer imaging. *IEEE Trans Med Imag*, 2017, 36: 892–903
- 6 Halter R J, Kim Y J. Toward microendoscopic electrical impedance tomography for intraoperative surgical margin assessment. *IEEE Trans*

- Biomed Eng, 2014, 61: 2779–2786
- 7 Trepte C J C, Phillips C R, Solà J, et al. Electrical impedance tomography (EIT) for quantification of pulmonary edema in acute lung injury. *Crit Care*, 2016, 20: 18
- 8 付峰, 董秀珍, 刘锐岗, 等. 乳腺电阻抗投影成像算法及实现. *中国生物医学工程学报*, 2008, 27: 659–662
- 9 Wang X, Bauer D R, Witte R, et al. Microwave-induced thermoacoustic imaging model for potential breast cancer detection. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2012, 59: 2782–2791
- 10 Xu Y, He B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI). *Phys Med Biol*, 2005, 50: 5175–5187
- 11 Li X, Xu Y, He B. Imaging electrical impedance from acoustic measurements by means of magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI). *IEEE Trans Biomed Eng*, 2007, 54: 323–330
- 12 刘国强. 磁声成像技术. 北京: 科学出版社, 2014
- 13 Liu G Q, Huang X, Xia H, et al. Magnetoacoustic tomography with current injection. *Chin Sci Bull*, 2013, 58: 3600–3606
- 14 Wang S, Ma R, Zhang S, et al. Translational-circular scanning for magneto-acoustic tomography with current injection. *Biomed Eng Online*, 2016, 15: 10
- 15 Aliroth M S, Arbabian A. Microwave-induced thermoacoustic imaging of subcutaneous vasculature with near-field RF excitation. *IEEE Trans Microwave Theor Techn*, 2018, 66: 577–588
- 16 Feng X H, Gao F, Zheng Y J. Modulatable magnetically mediated thermoacoustic imaging with magnetic nanoparticles. *Appl Phys Lett*, 2015, 106: 153702
- 17 Feng X H, Gao F, Zheng Y J. Scalable magnetically mediated thermoacoustic imaging through coil tailoring. In: 2014 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications. London: IEEE, 2014
- 18 Feng X H, Gao F, Zheng Y J. Magnetically mediated thermoacoustic imaging and technical considerations on its coil design. In: 2013 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO). Singapore: IEEE, 2013
- 19 夏正武, 李艳红, 刘国强, 等. 一种注入电流式热声成像方法. 中国专利, CN201610991573.4, 2016
- 20 Shea J D, Kosmas P, Van Veen B D, et al. Contrast-enhanced microwave imaging of breast tumors: A computational study using 3D realistic numerical phantoms. *Inverse Problems*, 2010, 26: 074009
- 21 Ku G, Wang L V. Scanning thermoacoustic tomography in biological tissue. *Med Phys*, 2000, 27: 1195–1202
- 22 Feng X H, Gao F, Zheng Y J. Magnetically mediated thermoacoustic imaging. In: Conference on Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing, San Francisco, 2014. 894343
- 23 Feng X H, Gao F, Zheng Y J. Magnetically mediated thermoacoustic imaging toward deeper penetration. *Appl Phys Lett*, 2013, 103: 083704
- 24 Li Y, Liu G, Xia H, et al. Conductivity reconstruction and numerical simulation for magnetically mediated thermoacoustic imaging. *IEEE Trans Magn*, 2017, 54: 1–4
- 25 杨延菊, 李艳红, 刘国强, 等. 磁热声成像的实验研究. *高电压技术*, 2017, 43: 2518–2523
- 26 李俊霖, 周晓青, 殷涛, 等. 注入式磁声成像中热声效应的初探. *生物医学工程研究*, 2016, 35: 145–150
- 27 杨延菊, 刘国强, 夏正武. 脉冲磁激励的磁声效应和热声效应的仿真研究. *生物医学工程学杂志*, 2017, 34: 21–26
- 28 Li Y, Liu G, YanjuYang G, et al. Thermo-acoustic imaging with the current injection. *J Med Imag Hlth Inform*, 2018, 8: 134–139
- 29 杨延菊, 夏正武, 李艳红, 等. 注入电流式热声成像的声源重建. *中国科学: 技术科学*, 2018, 48: 48–54
- 30 Zhigilei L V, Garrison B J. Microscopic mechanisms of laser ablation of organic solids in the thermal and stress confinement irradiation regimes. *J Appl Phys*, 2000, 88: 1281–1298
- 31 Omar M, Kellnberger S, Sergiadis G, et al. Near-field thermoacoustic imaging with transmission line pulsers. *Med Phys*, 2012, 39: 4460–4466
- 32 Haemmerich D, Staelin S T, Tsai J Z, et al. *In vivo* electrical conductivity of hepatic tumours. *Physiol Meas*, 2003, 24: 251–260
- 33 Joines W T, Zhang Y, Li C, et al. The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 MHz. *Med Phys*, 1994, 21: 547–550
- 34 Swarup A, Stuchly S S, Surowiec A. Dielectric properties of mouse MCA1 fibrosarcoma at different stages of development. *Bioelectromagnetics*, 1991, 12: 1–8
- 35 Gabriel S, Lau R W, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Phys Med Biol*, 1996, 41: 2251–2269

- 36 牛金海. 超声原理及生物医学工程应用: 生物医学超声学. 上海: 上海交通大学出版社, 2017
- 37 周康源. 生物医学超声工程. 成都: 四川教育出版社, 1991
- 38 Hu G, Li X, He B. Imaging biological tissues with electrical conductivity contrast below 1 S m^{-1} by means of magnetoacoustic tomography with magnetic induction. *Appl Phys Lett*, 2010, 97: 103705

Thermo-acoustic imaging based on heat absorption distribution

LI YanHong^{1,2}, LIU GuoQiang^{1,2}, SONG JiaXiang^{1,2} & XIA Hui¹

¹ Institute of Electrical Engineering, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China;

² University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Thermo-acoustic imaging with the current injection is a novel coupling imaging technology with electromagnetic field and sound field. It combines the advantages of high contrast of the electrical impedance tomography and the high spatial resolution of sonography, and then it has the potential of early diagnosis. In order to verify the feasibility of thermo-acoustic imaging with the current injection for complicated biological tissues, the principle of thermo-acoustic imaging with the current injection was analyzed. By injecting pulse current to phantom through a pair of electrodes, the joule heating is produced inside the objects and an acoustic signal is excited due to heat expansion. Heat absorption is considered thermo-acoustic source, the complex geometric model with low electrical conductivity was established, and the acoustic source and acoustic pressure distribution were obtained by coupling analysis of electromagnetic field and acoustic field. Meanwhile experimental system was established, and the experiments were carried out aiming at animal bone and fresh pork liver which are combined with low conductivity gel phantom (1, 0.5 S/m). The acoustic signal was detected by ultrasonic transducer with the center frequency of 1 MHz, and then the acoustic pressure and B-scan image were obtained. The results indicate that the B-scan image of thinner bone experiment can reflect the distribution of object accurately. Although the hard bone has a certain attenuation effect on the acoustic signal, a clear image can still be obtained, and the images can reflect the change of the conductivity of the gel. The experiment results of fresh pork liver show that this method can response the conductivity changes of low electrical conductivity biological tissue. This study confirms the feasibility of thermo-acoustic imaging with the current injection for the imaging of complex biological tissue. The novel method provides further evidence that it can be used for the diagnosis of human diseases.

thermo-acoustic imaging, pulse current, heat absorption distribution, low conductivity, bone, *in vitro* tissue

doi: [10.1360/N092018-00315](https://doi.org/10.1360/N092018-00315)