基于 COMSOL 的定量磁声电成像方法研究

吴玉超 [1], 邓定乾 [2], 陈昕 [1]
1. 生物医学工程学院，深圳大学医学部，深圳，广东，中国。
2. 广州质量检验研究院，广州，广东，中国。

摘要：
定量磁声电成像包含声场激励、感应电磁场检测等多个物理场的相互耦合过程。在 COMSOL 几何设置中，设置圆形水域作为超声声场的传播区域，水域边界设置完美匹配层用于吸收传播至边界的超声波，消除边界反射对检测信号的影响。同时，水域中设置矩形的探测区域和超声探头。在 COMSOL 材料设置中，水域的材料属性按默认真实值设置，探测区域的材料属性设置较高的电导率值，用于产生感应电信号，再在探测区域中设置两个材料为水的孔洞形状，用于检测和成像。在 COMSOL 物理场设置中，分别设置压力声学，时域显式场，还有电流场和磁场。压力声学场负责在探头处产生超声波作为激励信号，电流场在矩形探测区域的边界设置电极用于检测激励下产生的电压信号，磁场设置为一个方向与超声传播方向、电极连接方向均垂直的静磁场，使物理场相互作用并产生可测量的感应电压信号。在 COMSOL 研究设置中，设置两个研究步骤，首先求解压力声学的时域声场，然后将求解结果作用于电流场和磁场进行多物理场耦合，在电极边界测量得到电压信号。将测量信号和声场分布数据在电磁互易定理的模型下，用定量磁声电成像算法对探测区域中的电参数分布进行定量成像。最后，将成像重建出的互易电流密度、电导率分布与仿真中实际的分布进行对比验证。互易电流密度两个方向分量的结构相似度(SSIM)达到 0.955 和 0.995，电导率的 SSIM 为 0.848，显示出较好的成像效果。
关键词：定量磁声电成像；多物理场耦合；有限元仿真；电导率重建

简介

磁声电成像能够反映成像区域内的电特性分布，有医学研究表明，发生肿瘤病变的组织其电特性变化通常早于其它生理指征的变化，因此磁声电成像能够帮助医疗机构做肿瘤的早期筛查[1,2]。具体在成像过程中，将成像区域置于静磁场中，再用超声波对成像区域进行激励，区域中的质点在激励作用下会产生振动，由于质点的导电性，静磁场中振动的质点会使质点发生电荷分离，从而形成感应电场，感应电场可以通过成像区域边界处的电极进行检测，从而进行电特性图像的重建[3,4]。在早期的磁声电成像方法中，对成像重建的物理量定义并不清晰，重建磁声电图像反映了一个与电导率相关的物理量，并非电导率本身。针对这个问题，我们提出定量磁声电成像方法，对电导率参数进行定量重建，更明确的反映成像区域的电特性分布。

理论

定量磁声电成像的原理如图 1 所示：

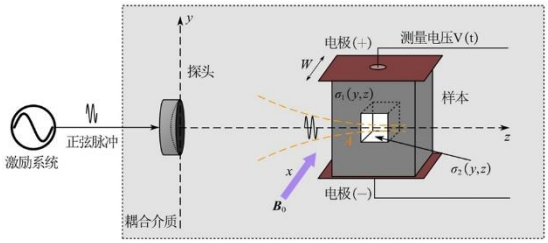


图 1. 定量磁声电成像原理

定量磁声电成像的物理过程涉及声场、电磁场和电导率之间的耦合关系。超声换能器在静磁场 $\mathbf{B}_0$ 中产生的声压场 $p(\mathbf{r},t)$ 满足波动方程：

$$\nabla^2 p(\mathbf{r},t) - \frac{1}{c^2}\frac{\partial^2 p(\mathbf{r},t)}{\partial t^2} = 0$$

其中 c 为介质中的声速，$\mathbf{r} = (x,y)$ 为空间坐标。由声压场引起的质点振速 $\mathbf{v}(\mathbf{r},t)$ 与声压梯度相关：

$$\mathbf{v}(\mathbf{r},t) = -\frac{1}{\rho}\int \nabla p(\mathbf{r},t)\, dt$$

其中 ρ 为介质密度。在静磁场 $\mathbf{B}_0$ 中，振动的导电介质内部产生感应电流密度：

$$\mathbf{J_L}(\mathbf{r},t) = \sigma(\mathbf{r})\,\mathbf{v}(\mathbf{r},t) \times \mathbf{B}_0$$

目标体中产生的欧姆电流由欧姆定律表示为：

$$\mathbf{J_O}(\mathbf{r},t) = -\sigma(\mathbf{r})\nabla u(\mathbf{r},t)$$

目标体中的总电流为：

$$\mathbf{J_T} = \mathbf{J_L} + \mathbf{J_O}$$

由电流连续性定理，可以导出成像区域内的控制方程，写成泊松方程的形式如下：

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla u) = \nabla \cdot (\sigma(\mathbf{v} \times \mathbf{B}_0)),$$

基于上述泊松方程，可以建立起电导率和测量信号之间的定量计算关系。

仿真

整个数值模拟过程按照“几何与材料定义—多物理场设置—超声激励—感应电场/电流求解—边界信号提取—有限角度扫描—结果验证”的流程进行。

•建立包含背景水域、高电导率矩形体模、内部孔洞及测量电极的二维成像区域。

• 在模型中设置静磁场B_0，并令其沿 z 轴方向，以满足定量磁声电成像的典型磁场配置。

•采用平面超声波激励，并通过改变探头旋转角度模拟有限角度扫描。

•计算超声波在导电介质中的传播及质点运动，并进一步计算磁场作用下的洛伦兹力和感应电流。

•在电极边界提取随时间变化的电势/电压信号，作为数值仿真的最终测量量。

•将声场分布与测量信号用于定量磁声电成像的数值重建和方法验证。

二维几何模型

在 COMSOL 中设置仿真模型，建立二维平面内的圆形水域作为主要计算区域，如图 2 所示：

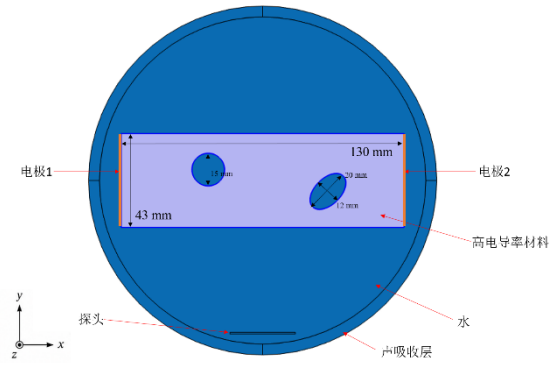


图 2. 仿真模型几何设置

圆形区域半径为 80 mm，中心位于 (0, 80) mm。其内部设置一个尺寸为 130 mm × 43 mm 的高电导率矩形体模，并在体模内部设置孔洞，用于构造具有明显电导率对比的测试目标。矩形体模上下边界附近设置测量电极，用于提取声—电耦合产生的边界电信号。

• 圆形水域半径：R = 80 mm。

• 高电导率矩形体模尺寸：130 mm × 43 mm。

•矩形体模内部设置孔洞，用于形成非均匀电导率分布。

•探头位于模型外围，发射特定频率的超声波对成像区域进行激励。

•测量电极布置于体模边界，用于记录感应电势/电压信号。

材料与场参数

仿真模型的关键参数与材料属性设置如表 1 所述：

表 1.仿真模型设置

参数类别	参数	数值
背景水域	电导率σ_1	5.5×10^{-6} S/m
矩形体模	电导率σ_2	3 S/m
静磁场	B_0	0.77 T，沿 z 轴
声场激励	频率	1 MHz

超声波传播与质点运动

首先在成像区域外围施加超声激励。采用平面波探头对整个体模进行扫描，通过 COMSOL 求解声场传播过程，获得声压以及介质质点速度分量。对于后续定量磁声电成像的计算，使用二维平面内的质点速度分量 v_x 和 v_y。

静磁场与洛伦兹力作用

在静态磁场 B_0 的作用下，超声波引起的介质质点运动会产生洛伦兹力，并驱动导电介质中的电荷重新分布。在本模型中，静磁场沿 z 轴方向，主要考虑二维成像平面内的运动速度与磁场之间的叉乘关系。

感应电场与电流密度

根据磁声电耦合模型，电流密度由电势梯度项与运动感应项共同决定：

$$\mathbf{J} = -\sigma \nabla u + \sigma(\mathbf{v} \times \mathbf{B}_0),$$

同时满足电流连续性条件：

$$\nabla \cdot \mathbf{J} = 0,$$

因此，COMSOL 中需要将声场求解得到的质点速度与电流场求解进行耦合，使空间非均匀电导率与声场传播共同决定感应电流分布。

边界测量信号

在矩形体模边界设置电极，并提取电极之间的电势差作为测量信号。对于定量磁声电成像，可进一步利用互易原理将边界测量量表示为声场与互易电流密度之间的空间积分：

$$u(t) = B_0 \int_{\Omega} \Big(v_y(x,y,t) J_x(x,y) - v_x(x,y,t) J_y(x,y) \Big) d\Omega.$$

该表达式将 COMSOL 得到的声场/质点速度与电流密度联系起来，并为后续的定量成像方法提供数据支持。

仿真结果

压力声场

压力声场结果用于确认超声激励能够覆盖目标区域，并检查波前传播是否符合预期。在扫描中，观察仿真声场是否覆盖整个有效成像区域，以及探头边界、匹配层和体模界面是否引入明显反射或驻波。声场传播的仿真切面如图 3 所示：

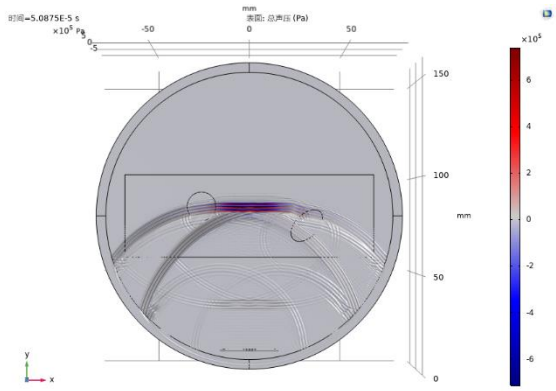


图 3. 声场仿真结果

感应电流/电场

电流场结果是多物理场仿真的核心中间变量。高电导率区域会显著改变局部电流分布，而超声质点运动与静磁场的耦合会产生随时间变化的感应电流。通过观察 感应电流密度J_x、J_y及电势分布，可以验证电流连续性并确认电导率非均匀性是否映射到测量信号。

电极测量信号

最终输出为电极之间的时域电势/电压信号。采集的测量信号包含目标电导率分布的空间投影信息如图 4 所示：

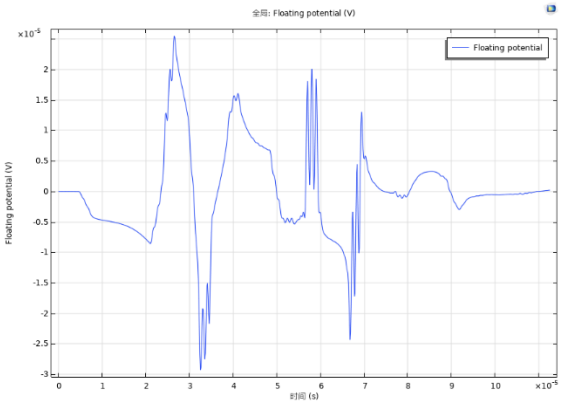


图 4. 测量信号仿真结果

成像结果

利用已知的仿真结果，包括声场分布和测量信号，使用定量磁声电成像方法[5]对成像区域的电特性分布进行定量重建，重建结果如下图 5-7 所示：

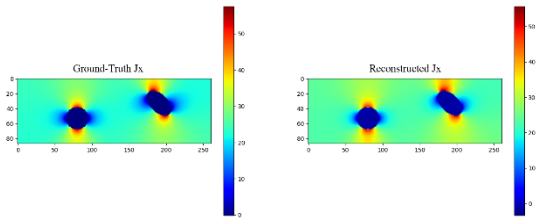


图 5. Jx 仿真结果与定量磁声电成像结果

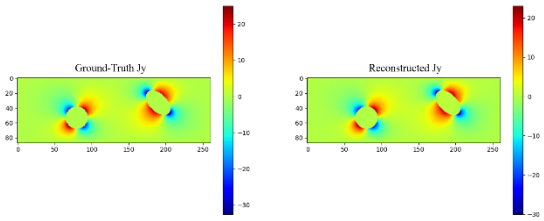


图 6. Jy 仿真结果与定量磁声电成像结果

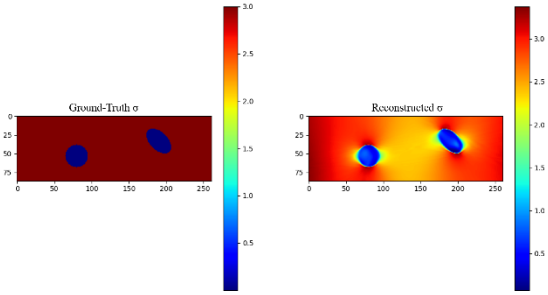


图 7. 电导率仿真结果与定量磁声电成像结果

评估指标如表 2 所述，包括结构相似性指数（SSIM）、均方根误差（RMSE）、峰值信噪比（PSNR）以及相对误差（Relative Error）。

表 2.数值仿真定量结果

重建参数	SSIM	RMSE	PSNR (dB)	Relative Error
J_x	0.955	0.047	26.5	0.11
J_y	0.995	0.008	41.6	0.015
σ	0.848	0.207	13.7	0.214

其中重建J_x分布、J_y分布与真实J_x分布、J_y分布之间的结构相似度(SSIM)达到 0.955 和 0.995，重建质量较高，重建电导率分布与真实电导率分布之间的 SSIM 为 0.848，显示出较好的重建效果。证明了定量磁声电成像方法的有效性。

结论

本文提出了定量磁声电成像方法，对成像区域内的电导率分布进行定量重建，使用 COMSOL 进行多物理耦合及成像方法验证，仿真和成像结果表明，定量磁声电成像方法能够准确重建出感兴趣区内的电导率数值分布，下一步可以将成像方法用于实际物理体模或离体组织成像实验。

致谢

感谢邓定乾博士对本文仿真模型设计的帮助，感谢陈昕教授对本文仿真模型原理的指导。

参考文献

[1] Kunyansky, L. 2012. “A Mathematical Model and Inversion Procedure for Magneto-Acousto-Electric Tomography.” *Inverse Probl.* 28 (3): 035002.
[2] Guo, L. et al. 2015. “Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction for Conductivity Reconstruction.” *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 62 (9): 2114–24.
[3] Wen, H., J. Shah, and R. S. Balaban. 1998. “Hall Effect Imaging.” *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 45 (1): 119–27.
[4] Roth, B. J., and J. P. Wikswo. 1998. “The Magnetic Field of a Single Axon.” *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 45 (11): 1294.
[5] Deng, D. et al. 2026. “Quantitative Magneto-Acousto-Electric Computed Tomography (qMAE-CT): Imaging of Tissue Conductivity Distributions with High-Resolution.” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*