

基于 COMSOL 的磁声电成像(MAET)模拟方法研究

孙通^{1,2}, 郝鹏慧^{1,2}, 曾鑫^{1,2}, 闫杰杰^{1,2}, 陈昕^{1,2,3}, 陈思平^{1,2,3}, 钱建庭^{1,2,3}

1. 深圳大学医学部生物医学工程学院, 深圳 518000
2. 医学超声关键技术国家地方联合工程实验室, 深圳 518000
3. 广东省医学信息检测与超声成像重点实验室, 深圳 518000

摘要: 磁声电成像(MAET)是一种新颖的医学成像方法, 由于在成像过程中使用了超声激励和电阻抗电极检测, 所以其图像具有超声成像的高分辨率和电阻抗成像的高对比度。本研究使用的接口有压力声学时域显式和电流接口, 仿真中使用 2 MHz, 2 个 cycle 的正弦脉冲驱动聚焦超声探头, 求解压力声学时域显式方程, 获得组织振动速度。然后在电流接口中设置外部电流密度, 把速度洛伦兹项耦合进外部电流密度, 使用接地和浮电势检测电极上采集的磁声电电压。本研究使用单阵元聚焦超声探头, 为了获得组织各个位置电导率信息, 单阵元探头需要做横向机械扫描, 一共扫描 5 个角度(0°、15°、45°、75°和 90°), 每个角度移动 29 个位置, 在每个角度下分别获得相应的 B 扫图像; 对于图像重建, 在 MATLAB 中, 将每个角度的磁声电电压曲线进行叠加处理, 最后可以重建完整的肿瘤磁声电参数图像。

关键词: 早期肿瘤;多角度扫描;磁声电成像;有限元仿真

1. 简介

癌症是仅次于心血管疾病的人类第二号杀手, 是全世界疾病患者的主要死亡原因之一^[1]。有研究表明, 癌症在临床早期进行治疗, 平均治愈率可以高达 80%, 特别是早期肺癌、早期宫颈癌治愈率有 100%, 乳腺癌和直肠癌有 90% 的治愈率, 早期胃癌也有 85% 治愈的可能性^[2]。如果能够在癌症早期或者潜伏期就给予患者正确有效的治疗, 那么治愈率就会在很大程度上得到提高, 挽救无数患者。在癌症早期, 组织器官的硬度和血流的改变往往早于结构变化, 这就造成传统的医学影像技术难以实现早期的诊断^[3,4]。所以现在迫切的需要一种能够诊断早期癌症的技术。经研究发现, 在肿瘤发展过程中, 由于肿瘤周边血管丰富, 导致电阻率发生变化。所以探测组织的电学信息, 对于癌症的早期诊断来说是具有十分重要的意义的。明显的电导率变化就可以给医学成像提供非常有用的功能信息, 在癌症的早期诊断中有着十分重要的意义, 电导率成像将会是新一代非常重要的新型医学成像研究领域。

磁声电成像(Magneto-acousto-electrical tomography)^[5,6]是一种新颖的混合成像方法, 其将电阻抗成像与超声成像结合, 因此磁声电成像具有电阻抗成像的高对比度和超声成像的高空间分辨率, 由于磁声电成像安全, 成本低, 因此这种成像方式是非

常具有研究意义的新型医学成像方法。磁声电成像的原理大致如下: 首先将目标体置于静磁场中, 然后超声探头发出超声波激励目标体, 目标体中的正负离子在静磁场中振动, 并向不同的方向运动, 从而内部发生电荷分离形成电场, 再由目标体表面的电极接收获得成像所需的数据。

2. 磁声电成像理论

MAET 的原理图如图 1 所示, 乳腺组织处于静磁场 \mathbf{B}_0 中。超声探头发出超声波激励具有电导率的 $\sigma(x)$ 的乳腺组织。超声诱导洛伦兹场的偏微分方程(PDE)为:

$$\mathbf{J}_L(x, t) = \sigma(y)\mathbf{v}(y, t) \times \mathbf{B}_0 \quad (1)$$

其中 $\mathbf{J}_L(x, t)$ 表示洛伦兹电流。介质中的欧姆电流 $\mathbf{J}_O(x, t)$ 通过欧姆定律与电势 $u(t)$ 关联:

$$\mathbf{J}_O = -\sigma \nabla u \quad (2)$$

因为运动的电子是无散的, 也即 $\nabla \cdot (\mathbf{J}_L + \mathbf{J}_O) = 0$, 因此可以得到

$$\nabla \cdot \sigma \nabla u = \nabla \cdot (\sigma \mathbf{v} \times \mathbf{B}_0) \quad (3)$$

对于压力声学时域显式, 波动方程的控制方程用两个一阶系统描述, 分别为连续方程和动量方程:

$$\frac{1}{\rho c^2} \frac{\partial p}{\partial t} + \nabla \cdot \mathbf{v} = 0 \quad (4)$$

$$\rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \nabla p = 0 \quad (5)$$

其中 p, \mathbf{v}, ρ, c 分别表示声压, 振动速度, 介质的质量和声速。声压由边界超声探头 $\partial\Omega_T$ 的法向速度获得, 边界条件定义为:

$$\mathbf{n} \cdot \mathbf{v} = -v_n(t) \quad (6)$$

其中, $v_n(t)$ 是超声探头的振动速度, 对(5)式积分, 可以得到振动速度

$$\mathbf{v} = -\frac{1}{\rho} \int_{-\infty}^t \nabla p dt \quad (7)$$

把(7)代入(3)可以得到方程

$$\nabla \cdot \sigma \nabla u = -\nabla \cdot \left[\sigma \left(\frac{1}{\rho} \int_{-\infty}^t \nabla p dt \right) \times \mathbf{B}_0 \right] \quad (8)$$

如果求解方程(8), 需要给出相应的边界条件, 无电极位置的边界($\partial\Omega$)和由电极位置的边界($\partial\Omega_E$), 边界条件分别为[16]:

$$\mathbf{J} \cdot \mathbf{n} = 0 \quad (9)$$

$$\int_{\partial\Omega_E} -\mathbf{n} \cdot \mathbf{J} dS = 0 \quad (10)$$

其中, \mathbf{n} 是边界的外法线分量。

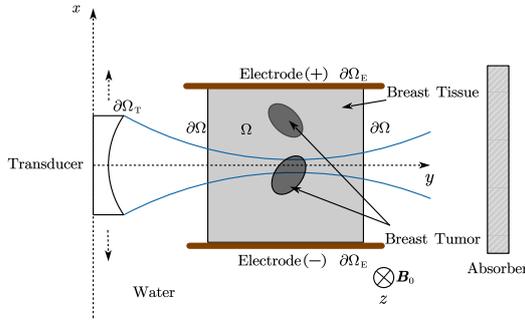


图 1. 磁声电成像原理图
Figure 1. Schematic of MAET

3. COMSOL Multiphysics 仿真实验

Comsol 是一款功能强大的多物理场仿真软件, 在本研究中主要使 AC/DC 模块、声学模块。

3.1 模型简介

根据本文提出的一种多角度扫描磁声电成像方法, 针对两个距离较近的病灶进行建模, 几何模型如图 2 所示。肿瘤组织为两个椭圆模型($a=8 \text{ mm}$, $b=4 \text{ mm}$), 左边的椭圆型肿瘤相对于 x 轴顺时针旋转 15° , 右边的椭圆型肿瘤顺时针旋转 75° , 乳腺组织为一个矩形模型($30 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$)。静磁场沿 Y 方

向, 强度为 $B=0.77 \text{ T}$ 。超声探头与乳腺组织的距离为 40 mm 。本实验超声探头曲率半径为 50 mm , 宽度为 28 mm , 聚焦点的位置为 50 mm , 焦斑的宽度为 2 mm , 图 5-1(右)所示为声场分布图。令平面超声探头从 $x=-15 \text{ mm}$ 位置开始, 以 1 mm 为步长, 到 $+15 \text{ mm}$ 位置结束做机械扫描, 超声探头移动到每一个位置都可以获得 MAE 曲线。

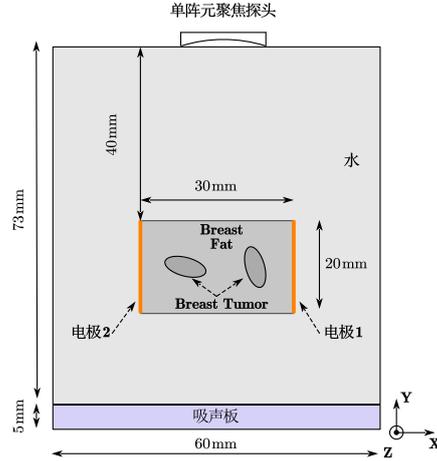


图 2. 计算模型
Figure 2. Numerical simulation model

3.2 声学模块

超声探头是用来激励乳腺组织的, 为了选择合适的超声探头, 首先使用压力声学, 频域接口研究超声探头的声场。选用中心频率为 2 MHz 的超声探头, 聚焦点为 50 mm , 通过求解亥姆霍兹方程, 超声探头的声场分布如图 3 所示:

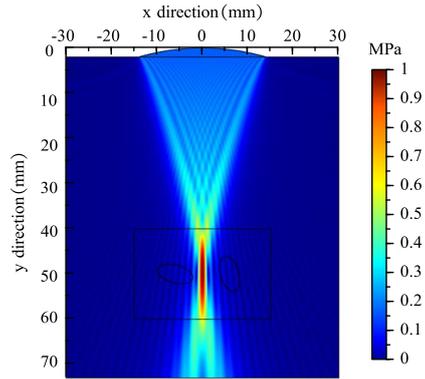


图 3. 超声探头声场图
Figure 3. Pressure field stimulation along ultrasound axis ($y=0 \text{ mm}$) of the transducer

在频域中确定完超声探头的几何参数后, 然后使用压力声学时域显式接口进行时域仿真。超声探头的激励波形如图 4 所示, 磁声电成像中使用的是短脉冲形式:

模型中的吸声板由声学模块的完美匹配层 (PML) 模拟, 完美匹配层的宽度为 6 倍的声波波长。

值得注意的是，对于压力声学时域显式接口，为了减小计算时间，可以将最大网格设置为波长的 1/2，最小网格设置为波长的 1/3。对压力声学时域显式建立时域研究 1，计算后的解储存在 sol1 中。

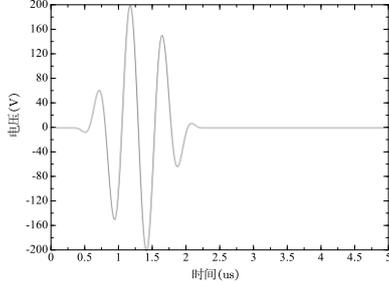


图 4. 探头激励波形图
Figure 4. The input signal applied to the transmitter.

3.3 AC/DC 模块

由于模块中没有等离子模块，所以本研究就不再使用物理场来产生静磁场了，而是直接在外电流中写公式 $\sigma \mathbf{v} \times \mathbf{B}_0$ ，在声学模块中，可以求解出声速 \mathbf{v} ，在模型中静磁场 \mathbf{B}_0 是沿 z 方向的，且垂直纸面向里，利用行列式展开，可以在外部电流密度中写入 x 方向和 y 方向的公式，`withsol('sol1',v1,setval(t,t))*0.77[T]*sigmabreast` 和 `withsol('sol1',u1,setval(t,t))*0.77[T]*sigmabreast`，其中 `sigmabreast` 为乳腺组织的电导率。详细的材料参数如表 1 所示。最后对电流接口建立时域研究 2。

表1. 乳腺组织和肿瘤组织声速、密度和电导率(2 MHz) 的值^[3,7]

介质	声速 (m/s)	密度 (kg/m ³)	2 MHz的电 导率(S/m)
乳腺 组织	1454	917	0.0267
乳腺 肿瘤	1710	1215	0.0771

电极1的边界条件为浮电势，电极2的边界条件为接地。因为磁声电电压数值非常小，其量级为 μV ，所以需要把求解器的相对容差设置为 $5e-7$ ，保证其计算步长较小，且计算的问题是波动问题，收敛图也会呈现波动的趋势，计算时间在1个小时以上。

4. 仿真结果

由于使用了聚焦超声探头，探头移动到不同位置激励组织，会产生不同的磁声电信号，图5和图6表示探头没有激励到肿瘤组织和激励到肿瘤组织的

洛伦兹电流密度图。

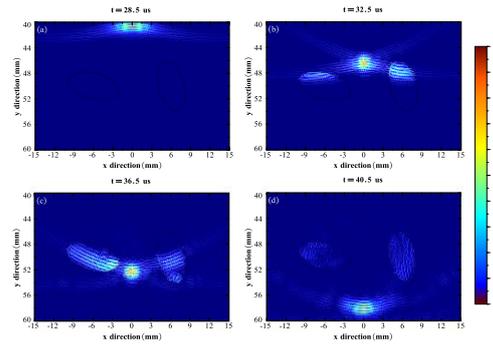


图 5. 非肿瘤位置的洛伦兹电流密度
Figure 5. Lorentz current density in non-tumor location

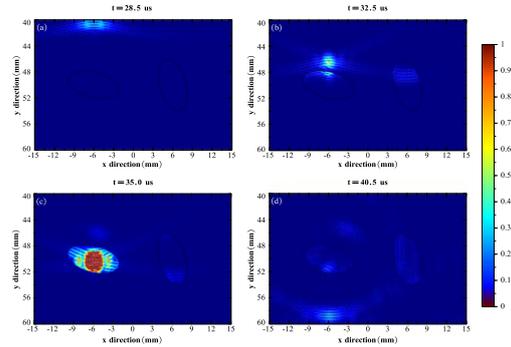


图 6. 肿瘤位置的洛伦兹电流密度
Figure 6. Lorentz current density in tumor location

超声探头激励到 $x=0$ mm 和 $x=-6$ mm 位置时的磁声电电压波形如图 7 所示，图 7(a)中只有乳腺组织前界面和后界面的波形(A 和 B)，但是图 7(b)中则包含了肿瘤的电导率信息(B 和 C)。

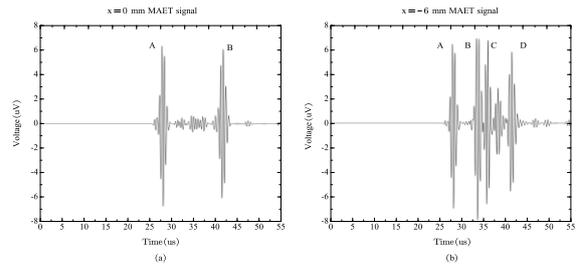


图 7. 探头分别聚焦到非肿瘤位置(a)和肿瘤位置的磁声电曲线

Figure 7. The MAE curves when transducer focused to the non-tumor position (a) and the tumor position, respectively

5. 重建结果

对一个角度下的 29 条扫描线所得到的 MAE 信号做希尔伯特变换，可以重建出如图 8 所示的 B-mode 电导率参数图，可以看出，电导率比较大的位置，MAE 的值就大，同时 MAE 的值还和肿瘤组织的分布有关，相对于右边的肿瘤组织，左边的肿瘤

组织与超声方向垂直的部分较多，MAE 信号也就相对较大，左边的肿瘤组织的形状是大致可见的，但是右边的肿瘤组织则完全不清晰，针对这一问题，我们提出了多角度扫描成像，这就需要组织逆时针旋转多个角度(本研究为 0° 、 15° 、 45° 、 75° 和 90°)，然后进行叠加合成。

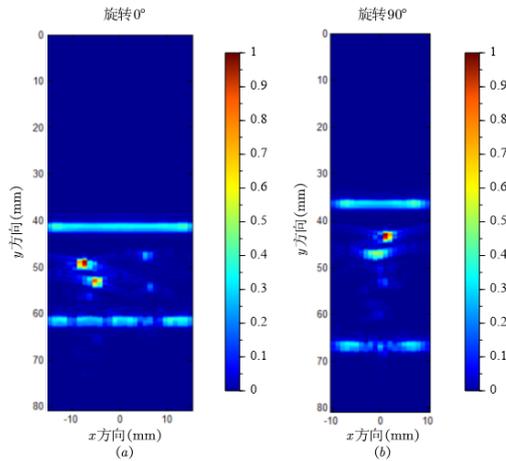


图 8. 0° (a)和 90° (b)的电导率参数图像

Figure 8. conductivity parameter images of 0° (a) and 90° (b)

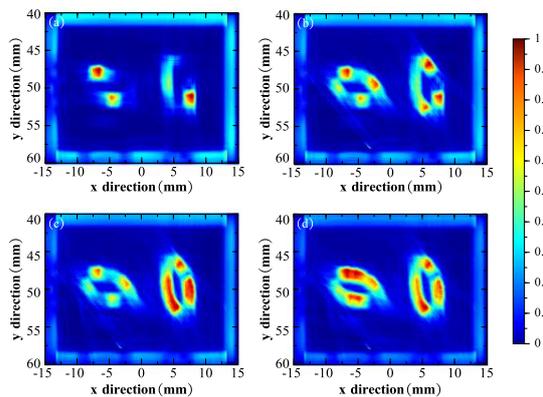


图 9. 0° 和 90° 叠加图像(a); 叠加 45° 后的图像(b); 叠加 75° 后的图像(c); 叠加 15° 后的图像(d)

Figure 9. (a) 0° and 90° superimposed images; (b)superimposed 45° images; (c)superimposed 75° images; (d)superimposed 15° image

对图 8 的数据做插值，然后对图 8(b)的数据旋转，把旋转后的数据和图 8(a)的数据直接叠加，可以得到如图 9 (a)所示的 B-mode 图，从图中可以看出，两个肿瘤的信息都可以显示出来。为了得到更多的肿瘤电导率信息，使目标体旋转 15° 、 45° 和 75° ，B-mode 图的叠加结果如图分别如图 9 (b)、(c)和(d)所示。

6.结论

本研究提出了一种多角度扫描的磁声电成像方法，用于对不规则的肿瘤模型进行成像，并利用多物理场仿真软件 Comsol, 对该方法进行了仿真研究，仿真结果表明，利用该方法可以把两个椭圆形的肿瘤模型完整的重建出来。通过仿真实验验证了该方法在对早期不规则肿瘤成像上的可行性。下一步可以将成像方法用于实验，为癌症的早期诊断提供有效方法。

致谢

感谢本仿真实验的讨论人胡雨阳研究助理。感谢国家自然科学基金 (Grant Nos. 61427806, 91859122, 81871429)。

参考文献

- [1] 俞顺章. 世界卫生组织重视癌症斗争的策略[J]. 中国肿瘤, 2009, 18(2):88-89.
- [2] Bray F, Ferlay J, Soerjomataram I et al. Global Cancer Statistics 2018: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries[J]. CA Cancer J Clin. ,2018, 68: 394-424.
- [3] GABRIEL S, LAU R W, GABRIEL C. The dielectric properties of biological tissues. II. Measurements in the frequency range 10 Hz-20 GHz. Phys Med Biol 41: 2251-2269[J]. Physics in Medicine & Biology, 1996, 41(11): 2251-2269.
- [4] GABRIEL C, GABRIEL S, CORTHOUT E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey[J]. Physics in Medicine & Biology, 1996, 41(11): 2231-2249.
- [5] Wen H, Shah J, Balaban R S. Hall Effect Imaging[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1998,45(1):119-124.
- [6] Zhou Y, Ma Q, Guo G, et al. Magneto-acousto-electrical measurement based electrical conductivity reconstruction for tissues[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2018,65(5):1086-1094.
- [7] Gabriel C, Gabriel S, Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey[J]. Physics in Medicine & Biology, 1996, 41(11):2231-2249.