

组织电导率性质对磁感应磁声耦合成像声源强度的影响

王世刚¹, 何乐民¹, 游敏娟², 马任³, 刘志朋³

1. 山东第一医科大学(山东省医学科学院)放射学院, 山东 泰安 271016; 2. 山东医药技师学院, 山东 泰安 271016; 3. 中国医学科学院北京协和医学院生物医学工程研究所, 天津 300192

【摘要】针对部分生物组织电导率分布具有各向异性的特点,对磁感应磁声耦合成像的声源强度特征进行理论分析,推导不同电导率性质的声源强度公式,并运用COMSOL Multiphysics5.5建立生物组织电导率模型,进行电磁场仿真分析求解,用Matlab 2016a计算其振动声源。结果证明,在同样磁场激励条件下,电导率各向同性和各向异性的声源分布都能反映生物组织的层析结构,但其强度不同。本研究为磁感应磁声耦合成像逆问题声源的精确重建提供了理论基础。

【关键词】电导率;各向异性;磁感应磁声耦合成像;声源

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)07-0871-06

Effects of tissue conductivity properties on acoustic source intensity for magnetoacoustic tomography with magnetic induction

WANG Shigang¹, HE Leming¹, YOU Minjuan², MA Ren³, LIU Zhipeng³

1. Department of Radiology, Shandong First Medical University (Shandong Academy of Medical Sciences), Tai'an 271016, China; 2. Shandong Medicine Technician College, Tai'an 271016, China; 3. Institute of Biomedical Engineering, Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College, Tianjin 300192, China

Abstract: In view of the fact that the conductivities of some biological tissues are anisotropic, the characteristics of acoustic source intensity for magnetoacoustic tomography with magnetic induction are theoretically analyzed, and the formula of acoustic source intensity with different conductivity properties is deduced. A biological tissue conductivity model is established using COMSOL Multiphysics5.5 for electromagnetic field simulation analysis, and the vibration acoustic source is calculated using Matlab 2016a. The results show that both the acoustic sources with isotropic and anisotropic conductivities can reflect the tomographic structure of biological tissues under the same magnetic field excitation conditions, but the acoustic source intensities are different. This study provides a theoretical basis for the accurate acoustic source reconstruction for magnetoacoustic tomography with magnetic induction.

Keywords: conductivity; anisotropy; magnetoacoustic tomography with magnetic induction; acoustic source

前言

生物组织的电阻抗作为一项结构、生理功能、病理变化的参数,在基础医学和临床诊断中具有重要的意义和广泛的应用,因此对生物组织进行电阻抗成像成为医学影像科研工作者的研究热点之一,目前以获得生物组织的电阻抗特性为成像目标的成像

模式有电阻抗成像技术^[1-3]、磁感应成像技术^[4-6]、磁共振电阻抗成像技术^[7-9]、磁声电成像技术^[10-12]和磁感应磁声耦合成像技术(MAT-MI)^[13-16]等。其中,MAT-MI具有高分辨率、高对比度以及非嵌入式的优点,并且可与内窥检测技术进行结合^[17-19],拥有广阔的临床应用前景。现阶段对MAT-MI的研究多为生物组织电导率性质为各向同性,但某些生物组织的电阻抗还具有各向异性或电导率渐变的特点,研究文献较少^[20]。

本文对不同性质的生物组织电导率MAT-MI的声源强度特性进行理论分析,推导不同性质的生物组织电导率声源强度公式,并运用COMSOL Multiphysics5.5建立生物组织电导率模型,进行仿真求解。结果证明:在同样激励条件下,电导率各向同

【收稿日期】2021-03-19

【基金项目】国家自然科学基金(81772004);山东省自然科学基金面上项目(ZR2017MH078);泰安市科技发展引导计划项目(2017NS0138)

【作者简介】王世刚,博士,副教授,研究方向:医学物理与医学测量,
E-mail: fsxywsg@163.com

【通信作者】刘志朋,研究员, E-mail: lzpeng67@163.com

性和各向异性的声源分布都能反映生物组织的层析结构,但其强度不同。本研究为MAT-MI的逆问题声源的精确重建提供理论基础,说明MAT-MI在生物医学成像中具有重要的临床价值和广阔的应用前景。

1 原理

1.1 成像原理

将生物组织放置在同方向脉冲磁场 $B_1(t)$ 和均匀静磁场 B_0 中时,根据法拉第电磁感应定律可知: $\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}_1}{\partial t}$,脉冲磁场产生感应电场 \mathbf{E} ,该电场使具有一定电导率的生物组织产生相应的涡电流。涡电流在静磁场的作用下产生洛伦兹力,该洛伦兹力使生物组织振动发出声波。用声换能器接收声波,因为声波信号含有生物组织的电导率信息,所以可重建出生物组织的电阻抗图像。MAT-MI原理如图1所示,其中 z 轴表示脉冲磁场和静磁场的方向。

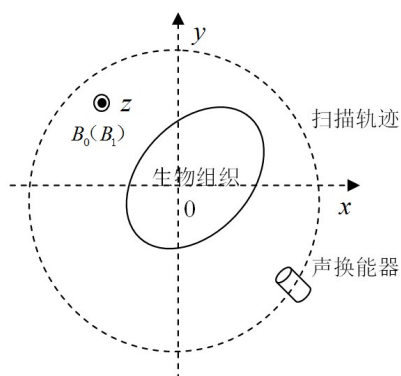


图1 磁感应磁声耦合成像原理图

Fig.1 Schematic diagram of magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI)

MAT-MI的声压满足波动方程:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}) \quad (1)$$

其中, p 是声压, c 为声速; \mathbf{J} 是生物组织的电流密度, $\nabla \cdot$ 为散度运算符, ∇^2 为拉普拉斯算子。声波方程建立了声压随着空间位置变化和随时间变化两者之间的关系。

1.2 声源强度分析

由MAT-MI工作原理可知,振动声源的起因是洛伦兹力引起生物组织微粒振动,从而发出声波。MAT-MI一般要求磁感应强度 $B_0 \gg B_1(t)$,所以在声压波动方程式(1)中, $\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_1(t) \approx \mathbf{B}_0$,忽略电流产生的二次磁场,任意单元体积声源项为:

$$Q = \nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}) \approx \nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0) \quad (2)$$

由矢量分析可知,声源是洛伦兹力的散度,洛伦

兹力为:

$$\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0 = \begin{vmatrix} i & j & k \\ J_x & J_y & J_z \\ 0 & 0 & B_0 \end{vmatrix} = B_0 J_y i - B_0 J_x j = B_0 (J_y i - J_x j) \quad (3)$$

将式(3)代入式(2)式可得:

$$Q = \nabla \cdot [\mathbf{B}_0 (J_y i - J_x j)] \quad (4)$$

由式(4)可知,生物组织某一平面声源的分布仅与电流密度沿 x 方向和 y 方向的分量有关,而与 z 方向的分量无关。因此,分析MAT-MI声源强度时,更关心电流密度沿 x 方向和 y 方向的分量分布。

因为 $\mathbf{J} = \sigma \cdot \mathbf{E}$,所以生物组织电导率不同,将产生的电流密度不同,电导率分两种情况考虑:

(1)电导率各向异性:当生物组织电导率各向异性时,它的电导率是一个张量,在直角坐标系中的电流密度表示为:

$$\begin{bmatrix} J_x \\ J_y \\ J_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{bmatrix} \quad (5)$$

其中, σ_{xx} 表示 x 方向电场与 x 方向电流的关系; σ_{xy} 表示 y 方向电场与 x 方向电流的关系; σ_{xz} 表示 z 方向电场与 x 方向电流的关系。一般生物组织电导率矩阵是一个对角形矩阵,即:

$$\begin{bmatrix} J_x \\ J_y \\ J_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_x \\ E_y \\ E_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} E_x \\ \sigma_{yy} E_y \\ \sigma_{zz} E_z \end{bmatrix} \quad (6)$$

显然,对于电导率各向异性生物组织,电流密度 $J_x \neq J_y$ 。

(2)电导率各向同性:当生物组织电导率各向同性时, $\sigma_{xx} = \sigma_{yy} = \sigma_{zz}$,显然, $J_x = J_y$ 。由于电导率性质不同,所以在同样磁场激励的情况下,电流密度不同,声源强度也必然不同。对于电导率各向异性生物组织,其声源强度为:

$$\begin{aligned} Q &= \nabla \cdot [\mathbf{B}_0 (J_y i - J_x j)] \\ &= \frac{\partial (B_0 J_y)}{\partial x} - \frac{\partial (B_0 J_x)}{\partial y} \\ &= \frac{\partial (B_0 \sigma_{yy} E_y)}{\partial x} - \frac{\partial (B_0 \sigma_{xx} E_x)}{\partial y} \\ &= B_0 \left[\sigma_{yy} \frac{\partial E_y}{\partial x} - \sigma_{xx} \frac{\partial E_x}{\partial y} \right] \end{aligned} \quad (7)$$

对于电导率各向同性的生物组织,其声源强度为:

$$Q = B_0 \sigma \left(\frac{\partial E_y}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial y} \right) \quad (8)$$

2 仿真结果

2.1 模型电磁场分析

为了定量分析MAT-MI声源的分布特性,以

COMSOL multiphysic5.5 建立两个形状大小相同但电导率性质不同的生物组织模型, 参数如表 1 所示。模型 1 具有电导率各向同性, 电导率为 0.2 S/m; 模型 2 具有电

导率各向异性, 是在模型 1 的基础上改变 y 方向的电导率为 0.6 S/m。将建立的生物组织电导率模型进行有限元数值求解, 并运用 Matlab 2016a 计算其振动声源。

表 1 电导率模型参数
Tab.1 Parameters of conductivity models

模型	形状	尺寸/mm	中心坐标	电导率/S·m ⁻¹	电导率性质
模型 1	球体	半径 20	(0, 0, 0)	0.2	各向同性
模型 2	球体	半径 20	(0, 0, 0)	$\begin{bmatrix} 0.2 & 0 & 0 \\ 0 & 0.6 & 0 \\ 0 & 0 & 0.2 \end{bmatrix}$	各向异性

电磁场仿真结果的 z=0 mm 平面的电导率的分布情况如图 2 所示, 其中图 2a 和图 2b 分别是模型 1 在 x 方向和 y 方向的电导率数值的分布, 它们的数值均为 0.2 S/m, 与预设值相同, 电导率为各向同性, 它们的分布反映了

模型 1 的 z=0 mm 层析结构形状。图 2c 和图 2d 显示了模型 2 电导率在 x 方向和 y 方向的数值分布, 数值分别为 0.2 S/m 和 0.6 S/m, 它们也均与预设值相同, 电导率的分布同样也反映了模型 2 的 z=0 mm 的层析结构形状。

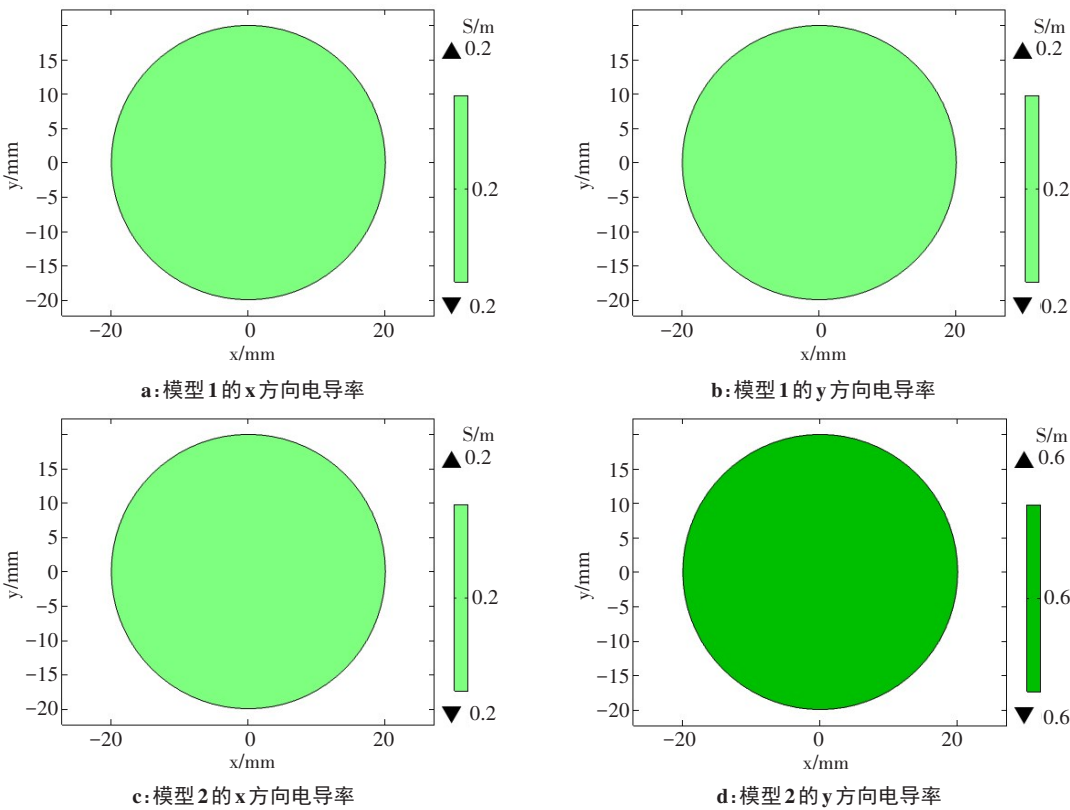


图 2 模型电导率分布
Fig.2 Conductivity distribution of the models

图 3 显示了生物组织电导率模型在 z=0 mm 平面感应涡电场与电流密度的分布情况。其中图 3a 和图 3b 分别显示了模型 1 和模型 2 的感应电场分布, 磁场激励条件相同时, 电导率性质不同产生的电场的形状、强度也不同: 电导率性质为各向同性时产生的电场是圆形的, 关于中心对称, 电场强度从中心向边缘方向逐渐增大, 各方向增加强度相同; 而电导率各向异性时产生的电场的形状是椭圆形的, 电场不再中

心对称, 电场强度从中心向边缘方向其强度也逐渐增大, 但随着方向不同增加的强度不同。图 3c 和图 3d 分别显示了模型 1 和模型 2 的感应电流密度分布, 从图中可以发现, 磁场激励条件相同时, 电导率性质虽然不同, 但是电流密度却都是圆形的, 关于中心对称, 电流密度从中心向边缘方向逐渐增大, 各方向增加强度相同。

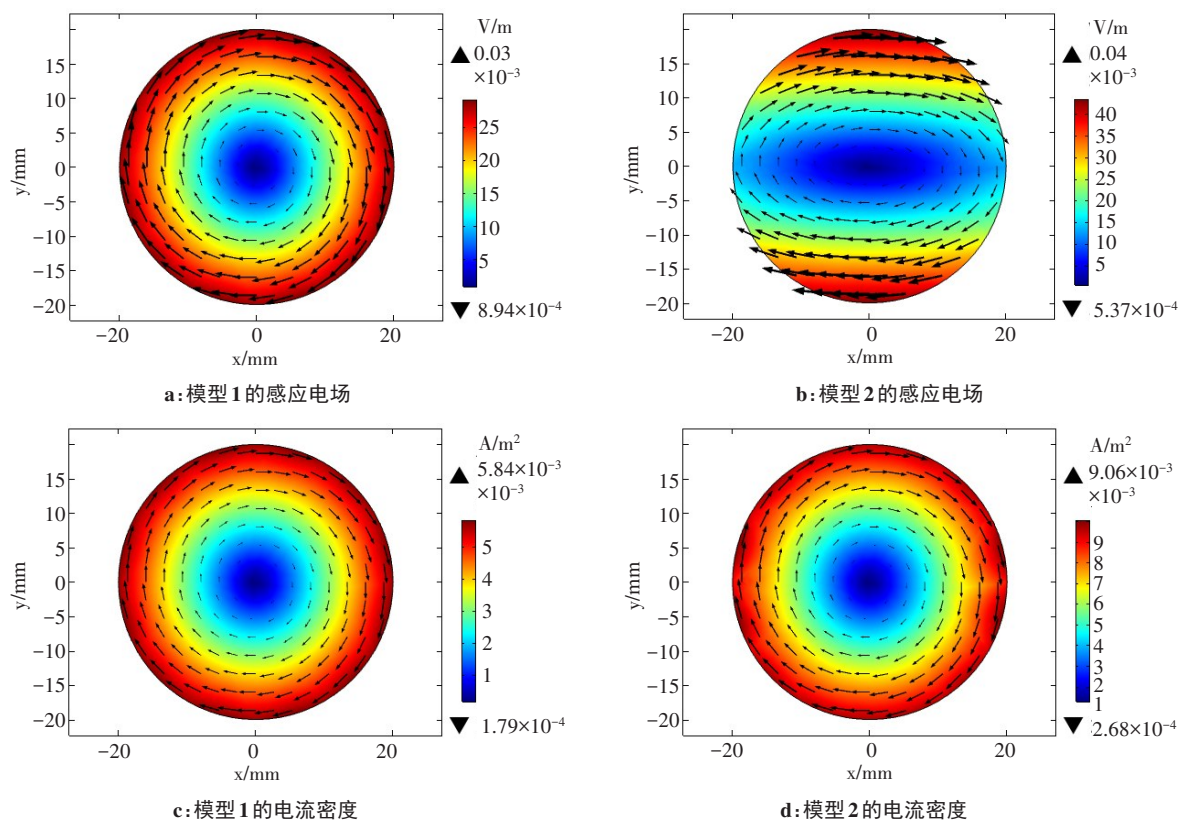


图3 电场与电流密度分布
Fig.3 Electric field and current density distributions

2.2 模型声源计算

用 Matlab 2016a 计算两生物组织电导率模型的 MAT-MI 声源强度,定义静磁场磁感应强度为 1 T,用以上电磁场分析结果中涡电场数据及式(7)与式(8)计算求解的两模型 $z=0$ mm 平面声源强度分布如图 4 所示。图 4a 和图 4b 分别显示了电导率各向同性模型 1

和电导率各向异性模型 2 的声源分布。图 4a 和图 4b 两模型声源分布的共同点是在同样磁场激励的条件下,声源的分布均如实反映了生物组织的层析结构形状;而且声源分布在电导率边界处发生突变;不同点是电导率性质不同其声源强度也不同。

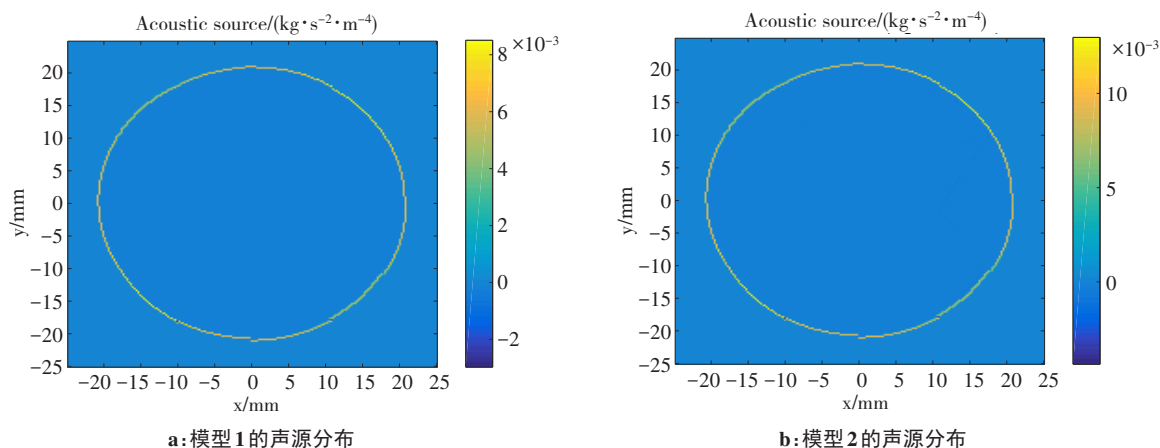


图4 声源分布
Fig.4 Acoustic source distributions

2.3 背景电导率下的仿真

在医学影像检查成像时,生物组织往往处于一定背景电导率下,为了研究普遍情况下的生物组织 MAT-

MI,现在将模型 1 和模型 2 置于一定电导率背景下。图 5 显示了背景电导率为 0.1 S/m 时的两生物组织电导率模型在 $z=0$ mm 平面电磁场分析和声源计算的结果。

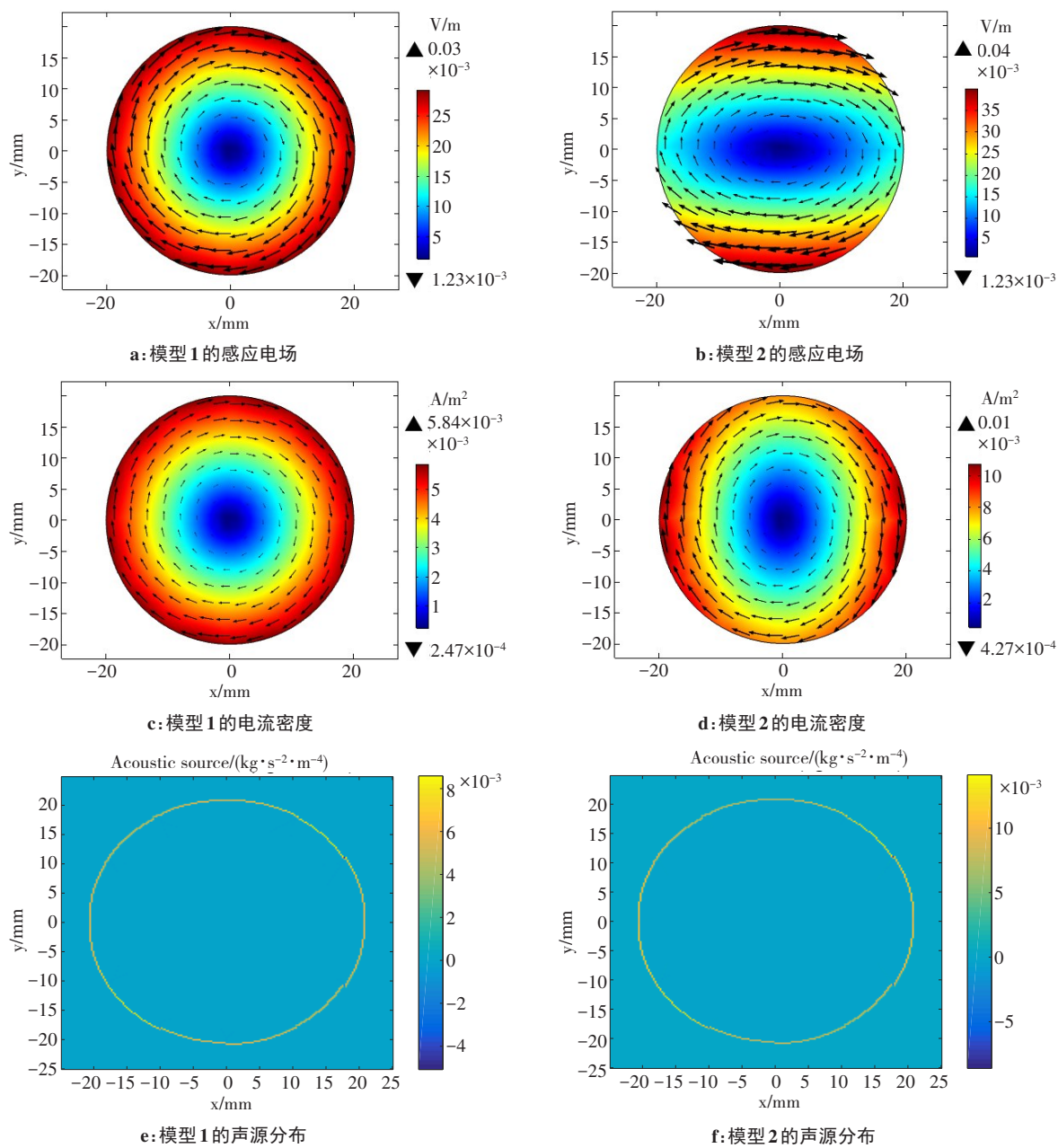


图5 背景电导率下的仿真

Fig.5 Simulation with background conductivity

图5a和图5b分别显示模型1和模型2的感应涡电场分布,将图5a、图5b分别与图3a、图3b作比较,可以发现,在一定的电导率背景下,磁场激励条件相同时,电场强度的形状并没有发生变化,但是其强度却发生了改变。

图5c和图5d分别显示模型1和模型2的感应电流密度分布,将图5c、图5d分别与图3c、图3d作比较,可以发现,磁场激励条件相同时,在一定的电导率背景下会对电流密度产生影响,当生物组织为电导率为各向同性时,电流密度的形状没有变化,仍是中心对称,但强度发生了变化;当生物组织电导率为各向异性时,电流密度形状也发生变化,变成椭圆的形状,其强度也发生改变。

图5e和图5f分别显示了模型1和模型2的声源分布,将图5e、图5f分别与图4a、图4b作比较,可以发现,声源的分布均如实反映了生物组织的层析结构形状,且背景电导率不同时,其声源强度也不同。

3 讨论与结论

本文首先推导了不同电导率性质的 MAT-MI 生物组织声源强度的计算公式,通过理论分析知道电导率性质影响着声源强度分布:由电导率 x、y 方向的数值和感应涡电场的在 x、y 方向的梯度决定。然后运用有限元仿真分析软件 COMSOL Multiphysics5.5 建立了电导率性质不同的生物组织模型并进行电磁场有限元数值求解,并运用 Matlab 2016a 计算其声源

强度分布。

由仿真结果可知,生物组织的电导率分布反映着它的层析结构;生物组织的电导率各向同性和各向异性性质不同,产生的感应涡电场不同(图3a~图3b、图5a~图5b),电导率各向同性电场为圆形,电导率各向异性电场为椭圆形,但其声源分布均反映了生物组织的层析结构(图4a~图4b、图5c~图5f),只是强度有所不同。掌握了声源的分布情况,运用重建算法和欧姆定律就可以重建出各向同性电导率的分布^[21-23]。而对于电导率各向异性的生物组织,还需要利用背景电导率的数值,才能根据声源强度求解生物组织的电导率分布^[24]。

本研究发现,电导率无论是各向同性还是各向异性,其声源分布均反映了电导率的层析结构,背景电导率也仅影响着声源强度的大小,而不影响其形状。目前,国内外所有的研究均是假设已知电导率是各向同性或是各向异性,从而求解其电导率数值的。其实,仅就生物组织声源的分布而言,无法确定生物组织的电导率性质(其电导率为各向同性还是各向异性)。本文计算结果表明理论分析的正确性,为进一步实现组织电导率的精确重建提供理论基础,如何根据其他条件确定生物组织电导率的性质还有待深入探讨,这是我们下一步工作的重点。

【参考文献】

- [1] BAYFORD R, POLYDORIDES N. Focus on recent advances in electrical impedance tomography[J]. *Physiol Meas*, 2019, 40(10): 100401.
- [2] MAURI T, MERCAT N, GRASSELLI G. What's new in electrical impedance tomography[J]. *Intensive Care Med*, 2019, 45(5): 674-677.
- [3] LIU D, KHAMBAMPATI A K, DU J F. A parametric level set method for electrical impedance tomography[J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 2018, 37(2): 451-460.
- [4] KE L, ZU W, DU Q, et al. A bio-impedance quantitative method based on magnetic induction tomography for intracranial hematoma[J]. *Med Biol Eng Comput*, 2020, 58(4): 857-869.
- [5] FELDKAMP J R, QUIRK S. Coil geometry effects on scanning single-coil magnetic induction tomography[J]. *Phys Med Biol*, 2017, 62(17): 7097-7113.
- [6] ZAKARIA Z, ABDUL RAHIM R, MANSOR M S, et al. Advancements in transmitters and sensors for biological tissue imaging in magnetic induction tomography[J]. *Sensors (Basel)*, 2012, 12(6): 7126-7156.
- [7] MINHAS A S, CHAUHAN M, FU F R, et al. Evaluation of magnetohydrodynamic effects in magnetic resonance electrical impedance tomography at ultra-high magnetic fields[J]. *Magn Reson Med*, 2019, 81(4): 2264-2276.
- [8] GÖKSU C, SCHEFFLER K, EHSES P, et al. Sensitivity analysis of magnetic field measurements for magnetic resonance electrical impedance tomography(MREIT)[J]. *Magn Reson Med*, 2018, 79(2): 748-760.
- [9] SADLEIR R J, FU F, FALGAS C, et al. Direct detection of neural activity *in vivo* using magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT)[J]. *Neuroimage*, 2017, 161: 104-119.
- [10] 李彩莲, 李元园, 刘国强. 基于磁声电技术的肺部组织成像仿真研究[J]. *电工技术学报*, 2021, 36(4): 732-737.
- [11] LI C L, YI Y Y, LIU G Q. Simulation of lung tissue imaging based on magneto-acousto-electrical technology[J]. *Transactions of China Electrotechnical Society*, 2021, 36(4): 732-737.
- [11] 戴思捷, 周焱, 丁鹤平, 等. 基于组织电阻抗差异的磁声电检测技术[J]. *南京师大学报(自然科学版)*, 2018, 41(1): 35-41.
- [11] DAI S J, ZHOU G, DING H P, et al. Magneto-acousto-electrical detection technology based on electrical impedance variation of tissues[J]. *Journal of Nanjing Normal University (Natural Science Edition)*, 2018, 41(1): 35-41.
- [12] LI Y Y, SONG J X, XIA H, et al. The experimental study of mouse liver in magneto-acousto-electrical tomography by scan mode[J]. *Phys Med Biol*, 2020, 65: 215024.
- [13] 武朔, 游敏娟, 高予淇, 等. 磁感应磁声成像技术原理与研究挑战[J]. *中国医学物理学杂志*, 2017, 34(4): 384-387.
- [13] WU S, YOU M J, GAO Y Q, et al. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction: principles and research challenge[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2017, 34(4): 384-387.
- [14] LI X, YU K, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) for imaging electrical conductivity of biological tissue: a tutorial review[J]. *Phys Med Biol*, 2016, 61(18): R249-R270.
- [15] ZHANG W, MA R, ZHANG S Q, et al. Image reconstruction in magnetoacoustic tomography with magnetic induction with variable sound speeds[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2016, 63(12): 2585-2594.
- [16] MA R, ZHOU X Q, ZHANG S Q, et al. A 3D reconstruction algorithm for magneto-acoustic tomography with magnetic induction based on ultrasound transducer characteristics[J]. *Phys Med Biol*, 2016, 61(24): 8762-8778.
- [17] 马真, 孙正, 王健健. 生物感应式磁声成像的研究现状[J]. *中国生物医学工程学报*, 2016, 35(6): 729-736.
- [17] MA Z, SUN Z, WANG J J. Progress of biological magnetoacoustic tomography with magnetic induction[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2016, 35(6): 729-736.
- [18] 孙正, 杨凯旋. 生物光声-超声-磁声联合成像的研究进展[J]. *中国医学影像技术*, 2017, 33(9): 1407-1411.
- [18] SUN Z, YANG K X. Progresses of biological combined photoacoustic ultrasonic magnetoacoustic imaging[J]. *Chinese Journal of Medical Imaging Technology*, 2017, 33(9): 1407-1411.
- [19] SUN Z, MA Z. Numerical simulation of endoscopic magnetoacoustic tomography with magnetic induction[J]. *Comput Biol Med*, 2017, 90: 1-14.
- [20] WANG J W, ZHOU Y Q, SUN X D, et al. Acoustic source analysis of magnetoacoustic tomography with magnetic induction for conductivity gradual-varying tissues[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2016, 63(4): 758-764.
- [21] 马任, 杨铭, 张顺起, 等. 基于奇异值分解方法的磁感应磁声断层重建算法[J]. *生物医学工程研究*, 2019, 38(2): 129-133.
- [21] MA R, YANG M, ZHANG S Q, et al. Magneto-acoustic tomography with magnetic induction reconstruction algorithm based on singular value decomposition method[J]. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2019, 38(2): 129-133.
- [22] XU Y, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI)[J]. *Phys Med Biol*, 2005, 50: 5175-5187.
- [23] 陈晶, 刘国强, 夏慧, 等. 基于涡流场有旋分量的磁声电导率重建方法[J]. *应用声学*, 2014, 33(2): 112-119.
- [23] CHEN J, LIU G Q, XIA H, et al. Conductivity reconstruction for magnetoacoustic tomography based on the rotational part of the eddy current field[J]. *Journal of Applied Acoustics*, 2014, 33(2): 112-119.
- [24] YU Z F, DAI S J, MA Q Y, et al. Conductivity anisotropy influence on acoustic sources for magnetoacoustic tomography with magnetic induction[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2018, 65(11): 2512-2518.

(编辑:陈丽霞)