

磁感应磁声成像技术原理与研究挑战

武朔¹, 游敏娟², 高子淇¹, 张磊¹, 宋鹏飞¹, 王世刚¹

1. 泰山医学院放射学院, 山东 泰安 271016; 2. 山东医药技师学院, 山东 泰安 271000

【摘要】磁感应磁声成像技术是一种将电磁场、声场相互耦合进行电导率参数成像的方法,具有电阻抗成像技术高对比度和超声成像技术高分辨率的优点,是一种新型的组织电特性参数功能成像方法。本文介绍该成像技术的基本原理,对放在一恒强磁场中的生物组织施加脉冲磁场,生物组织中便有感应电流与洛伦兹力产生,于是生物组织发出声波,利用声波即可重建出组织的电导率分布图像。虽然磁感应磁声成像技术的研究取得了一定成绩,但还有许多理论和实验方面的内容亟待解决,仍处于初级研究阶段,同时指出了磁感应磁声成像技术研究面临的诸多挑战。

【关键词】磁感应磁声成像;电阻抗成像技术;脉冲磁场

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)04-0384-04

Magnetoacoustic tomography with magnetic induction: principles and research challenges

WU Shuo¹, YOU Minjuan², GAO Ziqi¹, ZHANG Lei¹, SONG Pengfei¹, WANG Shigang¹

1. College of Radiology, Taishan Medical University, Tai'an 271016, China; 2. Shandong Medicine Technician College, Tai'an 271000, China

Abstract: Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) is an imaging modality that couples the electromagnetic field and acoustic field for electric conductivity imaging and combines the advantages of high contrast of electrical impedance tomography and high resolution of ultrasound imaging. MAT-MI is a new functional imaging method based on tissue-specific electrical parameters. In MAT-MI, the pulsed magnetic field is applied to the biological tissue in a static magnetic field, which results in induced currents and Lorentz force in the biological tissue. The biological tissues then emitted sound waves that can be used for reconstructing the conductivity distribution image. In spite of the current achievements in MAT-MI techniques, the research is still in its infancy due to various theoretical and experimental problems to be solved. In this review, the authors also summarize the challenges in the study of MAT-MI.

Keywords: magnetoacoustic tomography with magnetic induction; electrical impedance tomography; pulsed magnetic field

前言

人体各种组织器官发生病变时电导率将发生显著变化,因此出现了以电特性为成像参数的功能成像技术,如电阻抗成像技术(Electrical Impedance Tomography, EIT)、磁感应成像技术、磁共振电阻抗成像技术、磁感应磁声成像技术(Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction, MAT-MI)等。其

中,MAT-MI结合了EIT技术高对比度和超声成像技术高分辨率的优点,成为生物医学工程学的研究热点,该成像技术是将电磁场、声场进行相互耦合,从而进行电导率参数成像的技术^[1]。本文对MAT-MI进行原理阐述,并介绍其研究现状,指出该成像技术研究面临的挑战。

1 成像原理

生物组织具有电导率特性,将生物组织放置在一恒强磁场中,对生物组织施加脉冲磁场,生物组织中便有感应电流产生。电流在恒强磁场的耦合作用下产生洛伦兹力,由于电流是交变的,所以洛伦兹力也是交变的。生物组织是一弹性组织,洛伦兹力会引起生物组织的一个微小体单元产生振动发出声波,声波的频率同交变电压相同。用探测器接收生

【收稿日期】2016-12-18

【基金项目】国家级大学生创新创业训练项目(201510439154);泰安市科技发展计划项目(2016NS1053);山东省医药卫生科技发展计划项目(2015WS0101);泰山医学院科研计划面上项目

【作者简介】武朔,男,研究方向:生物医学工程,E-mail: 735354775@qq.com

【通信作者】王世刚,男,博士,讲师,研究方向:医学测量技术,E-mail: sgwang@tsmc.edu.cn

物组织中发出的声波,进行放大、滤波、存储等处理。因为声波信号中含有生物组织的电导率信息,所以可以重建出组织的声源图像。然后根据电磁场理论,由声源图像重建出组织电导率参数分布图像。图1为MAT-MI的原理图, z 表示 z 轴正方向, \times 为恒强磁场的方向,表示垂直指向纸面,即 z 轴负方向。

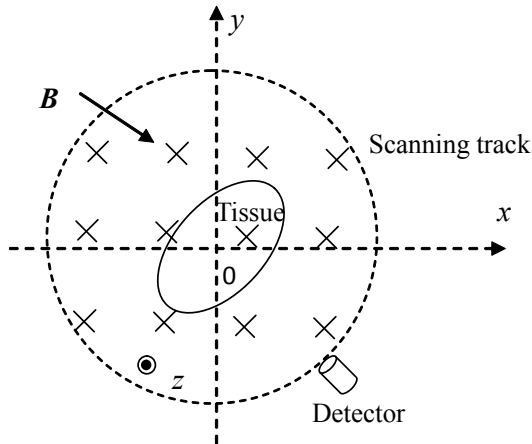


图1 MAT-MI原理

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

2 研究现状

2.1 理论研究

对于MAT-MI的理论研究,成像算法包括正问题和逆问题。正问题是指已知脉冲磁场、恒强磁场、电磁边界条件和组织的电导率分布,获得其声场分布。首先运用的是法拉第电磁感应定律 $\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}$ 及欧姆定律 $\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}$,进而得到声源 $\nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0)$;第二步是由生物组织与流体具有相似声学特性推得MAT-MI声压波动方程式(1):

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0) \quad (1)$$

用格林函数可以对式(1)求解得到其声压分布:

$$p(r, t) = -\frac{1}{4\pi} \oint_V d\mathbf{r}' \nabla' \cdot [\mathbf{J}(r') \times \mathbf{B}_0] \frac{\delta(t - R/c_s)}{R} \quad (2)$$

Li等^[2]在均匀脉冲磁场情况下,用磁矢势和标量电势进行电磁场分析,求得了双层同心球电流密度的解析解,然后运用波动方程的格林函数求解出双层同心球的声压分布。Ma等^[3]对MAT-MI声振动的产生机制和传播方向进行探讨,认为声压沿着涡流的法线方向传播,并引入声场传递函数方法计算了圆柱轴对称模型的空间声场分布,该方法优点是获得了解析解,但只适用于轴对称模型,且电流严格绕中心轴分布。实际上,电磁场问题除非是电导率结

构对称,要不很难获得解析解。Li等^[4]对磁感应正问题进行有限元分析,从而得到感应涡电流,进而得到声源及声压。由于在媒质边界上,电导率的跳变导致了洛伦兹力的不连续性,这使得洛伦兹力的散度存在奇异性,为了解决奇异性问题,贺文静等^[5]提出基于声压-速度耦合方程声场模拟方法。随着研究全面深入,郭余庆等^[6]提出声偶极子模型辐射理论,并考虑了声源时间特性和探测器冲激响应对声场影响进行分析,给出声压计算公式。张顺起等^[7]提出频域磁声成像方法,通过锁相放大实现微弱声信号的检测,提高信号检测精度,实现声源幅值锁相检测和空间定位在低频激励下实现高分辨率成像。

算法的逆问题是指已知声场分布,求解生物组织电导率参数的分布,逆问题比正问题要困难一些。对于逆问题最初算法是Xu等^[1]提出的,首先根据测量的声压计算出声源,然后由声源计算出电导率参数。由测得的包含成像物体表面的声信号,Xu对波动方程(1)在区间 $(-\infty, 0^+)$ 积分,得出声源与声压对时间一阶导数的关系式:

$$-\frac{1}{c_s^2} \frac{\partial p}{\partial t} \bigg|_{t=0^+} = \nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0) \quad (3)$$

对于三维宽带衍射成像,由测量得到的包含原始声源的任意表面信号,时间反转算法可以精确重建原始声源^[8]。在声学均匀介质中,运用时间反转法得出声压导数的表达式:

$$p'(r, 0^+) \approx -\frac{1}{2\pi c_s} \iint_{\Sigma} ds_d \frac{\mathbf{n}(r' - r)}{|r' - r|^2} p''(r', |r' - r|/c_s) \quad (4)$$

将式(3)与式(4)结合,最终得到声源的表达式:

$$\nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0) \approx -\frac{1}{2\pi c_s^2} \iint_{\Sigma} ds_d \frac{\mathbf{n}(r' - r)}{|r' - r|^2} p''(r', |r' - r|/c_s) \quad (5)$$

由声源重建电导率,Xu给出了两种方法,方法1是分段分布法,优点是无需旋转恒定磁场,对于电导率边界区分明显的模型,电导率连续处为式(6),电导率边界处则需要迭代处理。

$$\sigma \approx -\frac{\nabla \cdot (\mathbf{J} \times \mathbf{B}_0)}{\mathbf{B}_1 \cdot \mathbf{B}_0} \quad (6)$$

方法2是旋转恒定磁场,使其分别为 x 、 y 、 z 方向,求解涡流密度。利用涡流密度、电导率分布和感应磁场的关系直接求解电导率,公式为:

$$\sigma = -\frac{(\nabla \times \mathbf{J}) \cdot \mathbf{J}}{\mathbf{B}_1 \cdot \mathbf{J}} \quad (7)$$

Xia等^[9]将散度算法、声矢量层析重建算法、势能重建算法进行比较和数值仿真,指出散度方法只能对媒质的边界成像,声矢量层析重建算法和势能重建算法还可以对媒质的内部电导率进行成像。Sun等^[10]运用声偶极辐射理论给出了电导率重建图像。

马任等^[11]依据换能器声场分布测量数据,用格林函数法及离散化方法建立了磁感应磁声成像正逆问题算法,该算法可基本重建出原始力源的分布,对一般声换能器比较适用。张顺起等^[12]应用复平面矢量方法,基于声源和频域幅值相位特性,研究频域磁声成像逆问题数学模型和重建方法,结果实现简单形状介质样本的初步重建,分辨率小于1 cm。

2.2 实验研究

磁感应磁声成像实验系统一般由稳恒磁场、激励信号、运动控制与磁声信号采集3部分构成。稳恒磁场可以是永磁材料或亥姆霍兹线圈产生产生,激励信号由激励线圈产生,运动控制与磁声信号采集由步进电机、传感器、计算机等构成。Xu等^[1]实验系统框图如图2所示。

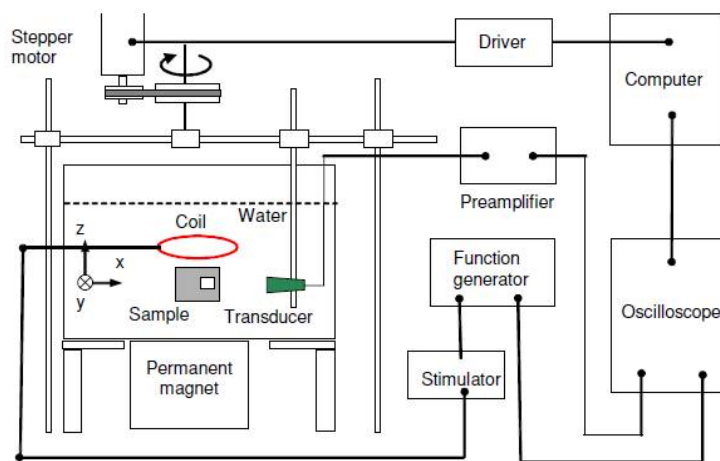


图2 实验系统

Fig.2 Experimental system

实验研究中探测器一般采用圆周扫描方式,也就是探测器均匀分布在圆周上。该扫描方式使用平面探测器,大量物理实验证明圆周扫描方式可以取得不错的成像效果。例如Xu等^[1]利用上述实验系统对金属线进行了磁感应磁声成像实验并获得了磁声信号重建声源,如图3所示。Hu等^[13]采用平面探测器圆周扫描对离体人肝肿瘤组织进行感应式磁声耦合成像,重建声源显示了肿瘤组织与正常组织的边界,证明采用磁感应磁声耦合成像方式电阻抗对比

区分肿瘤组织与正常组织的可行性,如图4所示。

圆周扫描方式的算法是将探测器视为点接收器,忽略了探测器的直径,利用声场的远场区接收声信号。而实际探测器的声场增益分布并非均匀,同时远场区的信号采集灵敏度远低于近场区。为提高信号采集的灵敏度,Mariappan等^[14]将B-Scan扫描技术运用于MATMI,该扫描技术是聚焦探测器(或在平面探测器前安装凹透镜)在围绕样本圆周上的各个位置点做扇形扫描。在B扫描方式中,成像物体与探测器的距离相对于圆周

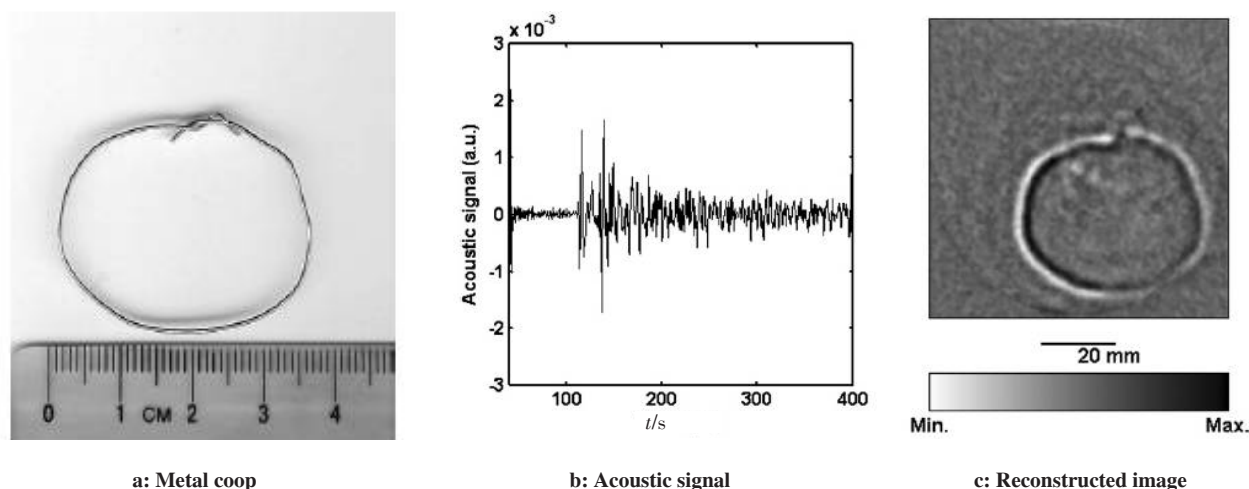


图3 金属实验

Fig.3 Metal experiment

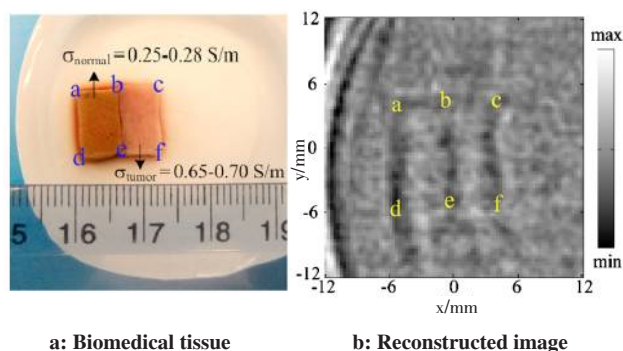


图4 组织实验
Fig.4 Tissue experiment

扫描方式的距离短,利用的是探测器的聚焦区域,系统的灵敏度高于圆周扫描方式,取得了不错的成像效果。但由于探测器与样本距离较短,所以存在着较强电磁脉冲干扰的缺点,在实验中应尽量降低或消除。

为了探讨探测器阵列在MAT-MI中的运用,同样利用聚焦探测器,Wang等^[15]进行了探测器的平移圆周扫描方式采集声信号,平移圆周扫描方式是在圆周扫描方式的基础上增加了探测器的平移步骤,取得了不错的成像效果,有望推进MAT-MI技术的临床应用。

3 研究挑战

目前虽然对于MAT-MI的研究已经取得了可喜的成绩,但总体上仍然处于理论研究和实验验证阶段,其研究成果是在一些假设条件基础上,忽略了一些影响因素,仍存在尚未解决的关键技术及难点问题,面临着诸多困难与挑战,主要有以下几个方面:(1)目前研究都是基于生物组织声学均一的假设,而人体各组织的声学特性并非完全相同,在今后研究中应考虑组织声阻抗的复杂性,以及声波的衰减、散射、反射的特性;(2)对于MAT-MI理论还需深入研究,目前波动方程的推导是基于理想弹性流体进行,在今后研究中声与组织密度、激励源频率等关系还需进一步论证;(3)目前大多数文献都是基于电导率均匀分布和结构对称的模型,而对电导率各向异性的研究较少,在今后应着重电导率分布的不均匀性与各向异性的研究。

磁声耦合成像技术可以应用于肿瘤和癌症的检测,如乳腺癌、脑肿瘤等早期诊断。国内外学者对MAT-MI的研究都取得了一定进展,基本处于同一水平,但还有许多理论和实验方面的内容亟待解决。电磁场、声场相互耦合进行电导率参数成像方法是一种具有应用前景并值得研究和探索的医学成像新方法,实际应用将纳入PACS系统,由于PACS系统的显隐性成本,可以探讨基于云计算平台的PACS技术,希望通过共同努力,促进我国MAT-MI技术研究的发

【参考文献】

- [1] XU Y, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) [J]. Phys Med Biol, 2009, 50(21): 5175-5187.
- [2] LI X, XU Y, HE B. Imaging electrical impedance from acoustic measurements by means of magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI)[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2007, 54(2): 323-330.
- [3] MA Q Y, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction: arigorous theory[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2008, 55(2): 813-816.
- [4] LI X, LI X, ZHU S, et al. Solving the forward problem of magnetoacoustic tomography with magnetic induction by means of the finite element method[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(9): 2667-2682.
- [5] 贺文静, 刘国强, 张洋, 等. 感应式磁声成像声场正问题研究(一)基于声压速度耦合方程的声场模拟方法[J]. 现代科学仪器, 2010, 9(1): 9-13.
- HE W J, LIU G Q, ZHANG Y, et al. Research on forward problem of magnetoacoustic tomography with magnetic induction (I) sound field simulation method based on pressure-velocity coupling equation[J]. Modern Scientific Instruments, 2010, 9(1): 9-13.
- [6] 郭余庆, 李宜令, 马青玉, 等. 基于声偶极辐射的磁感应磁声层析成像研究[J]. 声学学报, 2011, 36(2): 185-190.
- GUO Y Q, LI Y L, MA Q Y, et al. Investigation of magnetoacoustic tomography with magnetic induction based on acoustic dipole radiation [J]. Chinese Journal of Acoustics, 2011, 36(2): 185-190.
- [7] 张顺起, 周晓青, 殷涛, 等. 基于连续波的频域磁声耦合成像方法正问题研究[J]. 生物医学工程研究, 2015, 34(1): 1-6.
- ZHANG S Q, ZHOU X Q, YIN T, et al. Forward research on magnetoacoustic imaging in frequency domain based on continuous wave[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2015, 34(1): 1-6.
- [8] XU Y, WANG L H. Time reversal and its application to tomography with diffracting sources[J]. Phys Rev Lett, 2004, 92(3): 033902.
- [9] XIA R M, LI X, HE B. Comparison study of three different image reconstruction algorithms for MAT-MI[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2010, 57(3): 708-713.
- [10] SUN X D, ZHANG F, MA Q Y. Acoustic dipole radiation based conductivity image reconstruction for magnetoacoustic tomography with magnetic induction[J]. Appl Phys Lett, 2012, 100(2): 024105.
- [11] 马任, 张顺起, 殷涛, 等. 基于声换能器特性的三维磁感应磁声成像重建算法[J]. 中国生物医学工程学报, 2014, 33(10): 532-538.
- MA R, ZHANG S Q, YIN T, et al. A 3D MAT-MI reconstruction algorithm based on characteristics of acoustic transducer [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2014, 33(10): 532-538.
- [12] 张顺起, 马任, 周晓青, 等. 频域磁声耦合成像逆问题初步研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2016, 35(5): 548-554.
- ZHANG S Q, MA R, ZHOU X Q, et al. Preliminary study on inverse problem of magneto-acoustic imaging in frequency domain [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2016, 35(5): 548-554.
- [13] HU G, GRESSMAN E, HE B. Magnetoacoustic imaging of human tumor with magnetic induction [J]. Appl Phys Lett, 2011, 98(2): 023703.
- [14] MARIAPPAN L, LI X, HE B. B-scan based acoustic source reconstruction for magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI)[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2011, 58(3): 713-720.
- [15] WANG S G, MA R, LIU Z P, et al. Translational-circular scanning for magneto-acoustic tomography with current injection[J]. Biomed Eng Online, 2016, 15(1): 10.

(编辑:陈丽霞)