

磁感应磁声耦合成像声信号采集方式对比研究

王世刚¹, 丁一民¹, 游敏娟², 宋莉¹, 张勇¹

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

【摘要】目的:探讨将换能器阵列应用于磁感应磁声耦合成像技术的可能性,并将成像结果与单个换能器成像结果对比。**方法:**建立电导率中心对称和非中心对称组织模型,分别进行单个换能器和换能器阵列采集声信号,并重建声源分布图像。**结果:**对于无论是中心对称组织模型还是非中心对称组织模型,换能器阵列重建的结果均优于单个声换能器重建的结果,换能器阵列采集声信号的适应性比较好。**结论:**换能器阵列更适用于各种形状组织模型,具有一定的临床应用价值。

【关键词】磁感应磁声耦合成像;组织模型;换能器;声信号

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2017)09-0929-04

Comparison study of acoustic signal acquisition methods in magnetoacoustic tomography with magnetic induction

WANG Shigang¹, DING Yimin¹, YOU Minjuan², SONG Li¹, ZHANG Yong¹

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

Abstract: Objective To investigate the possibility of applying transducer array in magnetoacoustic tomography with magnetic induction, and to compare the imaging results with those obtained with a single transducer. **Methods** After the centrosymmetric and non-centrosymmetric electrical conductivity models were established, the acoustic signals were collected with a single transducer and transducer array, and the acoustic source images were reconstructed, respectively. **Results** For the centrosymmetric or non-centrosymmetric electrical conductivity models, the reconstructed results obtained with transducer array were better than those obtained with a single acoustic transducer, and the adaptive performance of acoustic signals obtained with transducer array was better. **Conclusion** Transducer array is more suitable for the tissue models of various shapes, with clinical application value.

Keywords: magnetoacoustic tomography with magnetic induction; tissue model; transducer; acoustic signal

前言

癌组织与正常组织具有不同的电导率特征,这些潜在的有用信息可用于癌症早期检测。在不同的电导率成像方法中,磁感应磁声耦合成像(Magnetoacoustic Tomography with Magnetic Induction, MAT-MI)技术是一种生物医学功能成像新方法,已经成为近几年生物医学工程的研究热点之一。目前对于

MAT-MI的研究主要集中在成像原理及算法^[1-6];对于实验的研究,则集中在声源激励设备^[7-8]和激励产生方式^[9-11]的研究,而对于声信号采集方式及部件的研究较少,一般采用单个平面声换能器圆周扫描^[12-13]或聚焦声换能器B超扫描方式^[14]。本文探讨将换能器阵列应用于MAT-MI中,并将成像结果与单个换能器成像结果对比,研究换能器阵列在MAT-MI技术中应用的可行性。

1 原理与方法

1.1 原理

MAT-MI成像原理是利用脉冲磁场激励线圈在生物组织内感应出涡电流,因生物组织放置在稳恒磁场中,所以涡电流将会受到洛伦兹力作用,从而使生物组织发出声信号,利用声换能器可以接收与生物组织的电导率分布有关的声信号,所以利用声

【收稿日期】2017-04-17

【基金项目】山东省自然科学基金面上项目(ZR2017MH078);山东省医药卫生科技发展计划(2015WS0101);泰安市科技发展计划(2016NS1053)

【作者简介】王世刚,男,博士,讲师,主要研究方向:生物医学工程, E-mail:sgwang@tsmc.edu.cn

【通信作者】张勇,男,博士,教授,主要研究方向:生物医学工程, E-mail:gczyanchen@126.com

信号可以重建出携带组织病变信息的电导率分布图像,从而使MAT-MI成为医学影像的检测手段。文献[12]已经推导出MAT-MI的波动方程,如式(1)所示:

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

其中, $p(\mathbf{r}, t)$ 表示磁压, $\mathbf{J}(\mathbf{r}, t)$ 表示电流密度, \mathbf{B}_0 表示稳恒磁场磁感应强度, $\nabla \cdot [\mathbf{J}(\mathbf{r}, t) \times \mathbf{B}_0]$ 为声源。MAT-MI扫描方式如图1所示。

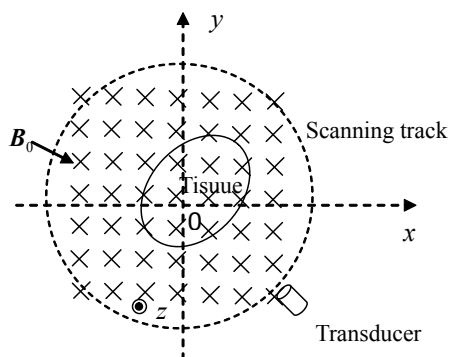


图1 MAT-MI扫描方式

Fig.1 Scanning mode of magnetoacoustic tomography with magnetic induction

逆问题声源的重建算法与声换能器的扫描方式密切相关,在采用单个声换能器采集声信号时,可以采用时间反转算法精确重建出原始声源^[15],声源的表达式如式(2)所示:

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

其中, c_s 表示声速。若将单个声换能器换成聚焦声换能器,并组成阵列形式,即换能器阵列采集声信号的形式,则每个聚焦声换能器只能重建自己声束范围内的声源,其表达式为:

$$I_k(\mathbf{r}) \approx -\frac{1}{2\pi c_s^2} \iint_{\Sigma} ds_d \frac{n(\mathbf{r}' - \mathbf{r})}{|\mathbf{r}' - \mathbf{r}|^2} p'(\mathbf{r}', |\mathbf{r}' - \mathbf{r}|/c_s) \quad (3)$$

其中, k 表示阵列中的第 k 个聚焦声换能器,将扫描空间中的各个聚焦声换能器叠加并取均值,即可得到重建的声源图像:

$$I(\mathbf{r}) = \frac{\sum I_k(\mathbf{r})}{n(\mathbf{r})} \quad (4)$$

其中, $n(\mathbf{r})$ 为声源在 \mathbf{r} 处的重复累加次数。

1.2 方法

为分析MAT-MI两种声信号采集方式重建结果的异同,本文运用多物理场耦合软件COMSOL Multiphysics 4.3b建立组织模型,如图2所示,该模型包括正常组织(球体,为中心对称结构)与病变组织(长方

体,为非中心对称结构)。球体中心坐标为(0,0,0),半径为20 mm,电导率为0.3 S/m;长方体中心坐标为(0,0,0),边长分别为10、6、4 mm,电导率为1.5 S/m。

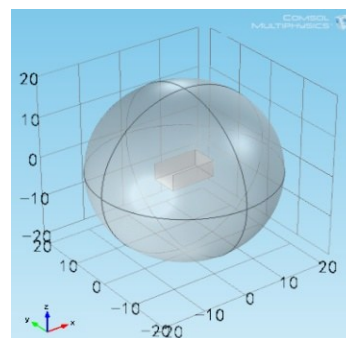


图2 组织模型

Fig.2 Tissue model

对电导率模型进行电磁场有限元数值分析,将分析结果的电导率及电流密度数据分布导出,采用Matlab R2012a用MAT-MI的波动方程式(1)计算其声压分布,稳恒磁场的强度设为1.5 T,这属于MAT-MI的正问题。然后利用重建声源式(2)~(4)计算两种声信号采集方式的重建声源,这属于MAT-MI的逆问题。将两种重建结果进行对比,在此引入图像相关系数(Correlation Coefficient, CC),CC的定义为:

$$CC = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (X(i,j) - \bar{x})(Y(i,j) - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (X(i,j) - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (Y(i,j) - \bar{y})^2}} \quad (5)$$

其中, X 是大小为 $M \times N$ 的原始图像,重建后的图像为 Y , $\bar{x} = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N X(i,j)$, $\bar{y} = \frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N Y(i,j)$, CC 绝对值越接近1表明重建图像与原始图像之间的相关性越好。

2 结果

2.1 正问题仿真

导出模型COMSOL Multiphysics 4.3b电磁场数值分析结果 $z=0$ mm 平面的电流密度数据,利用式(1)方程右边项计算MAT-MI的原始声源分布如图3所示。对比图3和图2可知,原始声源分布与生物组织 $z=0$ mm 平面的结构一致,并精确反映了生物组织的尺寸。

在磁声成像声场正问题研究中,为有效接收声信号,所使用换能器的中心频率要与发射脉冲的中心频率相同,本文仿真的中心频率为1 Mz。

2.2 逆问题仿真

采用Matlab R2012a数值计算软件,首先利用式(1)

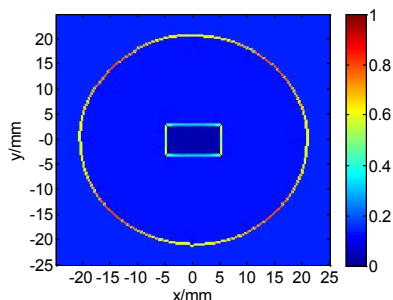
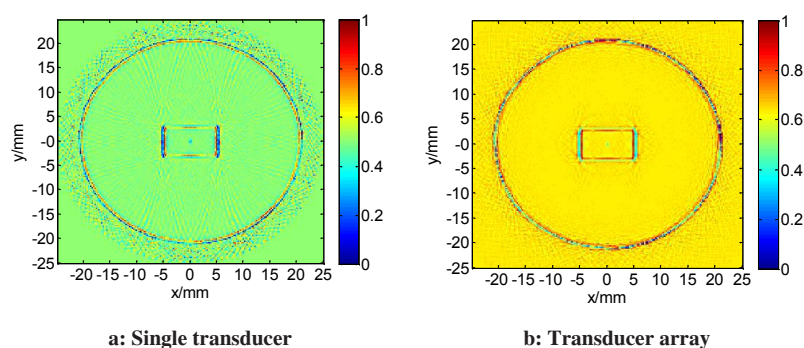
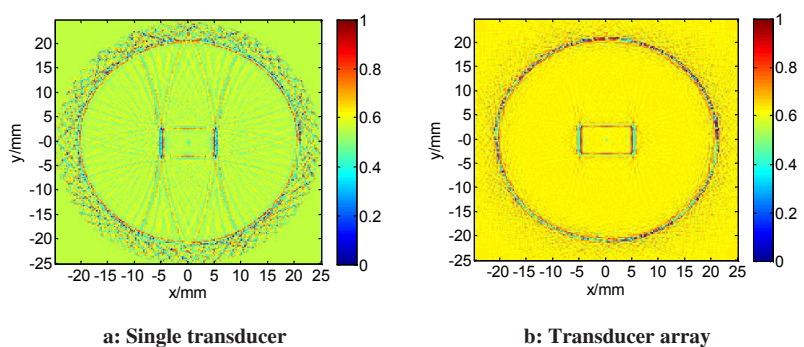


图3 原始声源分布

Fig.3 Original acoustic sources distribution

计算出MAT-MI的声压分布,在换能器和换能器阵列的扫描步进角度为 $\theta=3^\circ$ 的情况下,利用式(2)计算出单个

平面声换能器圆周扫描方式计算出的声源如图4a所示,利用式(5)计算出重建声源与原始声源的图像相关系数 $CC=0.562\ 9$,利用式(3)~(4)计算出聚焦声换能器构成的声换能器阵列扫描计算出的声源如图4b所示,利用式(5)计算出重建声源与原始声源的图像相关系数 $CC=0.864\ 5$ 。在换能器和换能器阵列的扫描步进角度为 $\theta=6^\circ$ 的情况下,重建的声源图像如图5所示,单个声换能器重建声源与原始声源的图像相关系数 $CC=0.351\ 4$,声换能器阵列重建声源与原始声源的图像相关系数 $CC=0.845\ 9$ 。从图4和图5可以看出,两种信号采集方式重建的声源分布均反映了原始声源的分布情况,即生物组织的层析结构。

图4 $\theta=3^\circ$ 重建的声源分布Fig.4 Reconstructed acoustic sources distribution at $\theta=3^\circ$ 图5 $\theta=6^\circ$ 重建的声源分布Fig.5 Reconstructed acoustic sources distribution at $\theta=6^\circ$

3 讨论与结论

MAT-MI是检测生物组织电导率参数的一种成像新方法,在肿瘤(如乳腺癌)的检测方面具有潜在的临床价值。本文对MAT-MI声信号采集器件进行仿真研究。

观察图4a和图4b可以发现,两种声信号采集部件在步进角度比较小的情况下(如 $\theta=3^\circ$),都较好重建了原始声源图像。在步进角度比较大时(如 $\theta=6^\circ$),声

换能器阵列仍然能够较好重建原始声源图像,见图5b;但单个声换能器重建的声源效果却比较差,见图5a。对于无论是中心对称模型(圆形)还是非中心对称模型(矩形)均出现了较多的伪影,这是由于反投影造成的。从重建的客观指标也可以看出,在扫描步进角度相同的情况下,声换能器阵列的重建图像相关系数高于单个声换能器的图像相关系数,说明重建结果换能器阵列优于单个声换能器。

由重建图像和客观指标可知,对于无论是中心

对称模型还是非中心对称模型,换能器阵列重建的结果均优于单个声换能器重建的结果,说明换能器阵列采集声信号的适应性比较好。这是因为在相同的扫描步进角度下,采用单个声换能器采集声信号时声换能器以样本中心旋转采集信号,这样在非中心对称样本的长轴方向采集信号较少,在反投影重建声源图像时,有效数据较少;而换能器阵列采集信号时,在非中心对称样本上采集的信号较多,所以在重建声源图像时,有效数据较多,重建效果相对较好,如图4和图5所示。当然,声换能器阵列采集的数据量明显多于单个声换能器,这需要存储容量更大的存储设备和更多的计算量,这是其劣势。

本文对MAT-MI两种信号采集方式进行仿真对比,结果显示两种激励方式重建的声源都反映了生物组织的层析结构,但声换能器阵列的适应性更好。在实际物理实验过程中,由于声信号较微弱,不可避免地存在各种噪声,如电子噪声、水的波动产生的噪声等,我们将在物理实验和理论、仿真研究中进一步探讨;另外,声信号在介质中传播将会产生衰减、反射、散射等问题,这也需要进一步研究。本研究为声换能器阵列应用于MAT-MI打下了基础,有望促进MAT-MI技术的进一步发展。

【参考文献】

- [1] ZHOU L, ZHU S, HE B. A reconstruction algorithm of magnetoacoustic tomography with magnetic induction for an acoustically inhomogeneous tissue[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2014, 61(6): 1739-1746.
- [2] ZHANG W, MA R, ZHANG S, et al. Image reconstruction in magnetoacoustic tomography with magnetic induction with variable sound speeds[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2016, 63(12): 2585-2594.
- [3] WANG J, ZHOU Y, SUN X, 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.
- [4] MARIAPPAN L, HU G, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction for high-resolution bioimpedance imaging through vector source reconstruction under the static field of MRI magnet [J]. Med Phys, 2014, 41(2): 022902.
- [5] SUN X, FANG D, ZHANG D, et al. Acoustic dipole radiation based electrical impedance contrast imaging approach of magnetoacoustic tomography with magnetic induction [J]. Med Phys, 2013, 40(5): 052902.
- [6] LI X, HU S, LI L, et al. Numerical study of magnetoacoustic signal generation with magnetic induction based on inhomogeneous conductivity anisotropy[J]. Comput Math Method M, 2013, 2013(3): 161357.
- [7] HU G, LI X, HE B. Imaging biological tissues with electrical conductivity contrast below 1 Sm-1 by means of magnetoacoustic tomography with magnetic induction[J]. Appl Phys Lett, 2010, 97(10): 103705.
- [8] HU G, GRESSMAN E, HE B. Magnetoacoustic imaging of human tumor with magnetic induction [J]. Appl Phys Lett, 2011, 98(2): 023703.
- [9] 王世刚, 马任, 张顺起, 等. 基于声偶极子理论的磁声成像声源发生机制探讨[J]. 生物医学工程学杂志, 2014, 31(1): 91-96.
WANG S G, MA R, ZHANG S Q, et al. Research on acoustic source generating mechanism of magnetoacoustic tomography based on acoustic dipole theory[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2014, 31(1): 91-96.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] MARIAPPAN L, LI X, HE B. B-scan based acoustic source reconstruction for magnet-acoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI)[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2011, 58(3): 713-720.
- [13] YU K, SHAO Q, ASHKENAZI S, et al. *In vivo* electrical conductivity contrast imaging in a mouse model of cancer using high-frequency magnetoacoustic tomography with magnetic induction (hfMAT-MI) [J]. IEEE Tans Med Imaging, 2016, 35(10): 2301-2311.
- [14] LI X, MARIAPPAN L, HE B. Three-dimensional multi-excitation magnetoacoustic tomography with magnetic induction[J]. Appl Phys Lett, 2010, 108(12): 124702.
- [15] XU Y, HE B. Magnetoacoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI)[J]. Phys Med Biol, 2005, 50(21): 5175-5187.

(编辑:陈丽霞)