

电流注入式磁声耦合成像技术仿真研究

王世刚¹, 游敏娟², 常亮², 王玉静², 李琦²

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】目的: 电流注入式磁声耦合成像技术是一种新型的生物组织电特性工程成像方法, 具有高分辨率和高对比度的优点。探讨电流注入式磁声耦合成像的工作原理, 为成像系统实验平台的设计提供理论参考, 为真实生物组织电导率的成像奠定基础。**方法:** 结合电场、磁场、超声耦合理论, 运用有限元建模分析软件 COMSOL Multiphysics 建立电导率仿体模型, 并进行电磁场分析, 获得电导率仿体的电流密度分布。利用数学工具 Matlab 获得磁声成像声场分布, 进而重建仿体模型声源。**结果:** 从电磁场分析结果获知电导率的分布反映了仿体模型的结构形状, 电流场为一无旋场, 重建的声源图像精确地反映了仿体模型电导率的分布, 与仿体模型的层析结构形状、尺寸高度一致。**结论:** 电流注入式磁声成像为组织电阻抗分布的重建提供了一种新的方法, 该进一步研究磁声耦合成像的理论实验打下了基础。

【关键词】 电流注入; 磁声成像; 仿真; 声源; 重建

【中图分类号】 R318

【文献标识码】 A

【文章编号】 1005-202X(2016)01-0072-04

Simulation research on magneto-acoustic tomography with current injection

WANG Shi-gang¹, YOU Min-juan², CHANG Liang², WANG Yu-jing², LI Qi²

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

Abstract: Objective Magneto-acoustic tomography with current injection (MAT-CI) is a new electrical characteristic imaging method of biological tissue, with the advantages of high spatial resolution and good contrast. The principle of MAT-CI is studied to provide a theoretical reference for designing the imaging system experimental platform and imaging the conductivity of real biological tissues. **Methods** Combined with the coupling theory of electric, magnetic and ultrasonic fields, the conductivity phantom model was established and the electromagnetic field was analyzed by using the finite element analysis software COMSOL Multiphysics to obtain the current density distribution of the conductivity phantom. The acoustic source of the phantom model was reconstructed based on the distributions of ultrasonic field which were obtained by using Matlab. **Results** The electromagnetic field analysis results showed the conductivity distribution accurately reflected the structure of the phantom model, and that the current field was an irrotational field. The reconstructed image of acoustic source accurately reflected the conductivity distribution of the phantom model, and the image was highly consistent with the topographic shape and size of the phantom model. **Conclusion** MAT-CI provides a new method to reconstruct the conductivity distribution of biological tissue, laying the foundation for the further study on the theory and experiment of MAT.

Key words: current injection; magneto-acoustic tomography; simulation; acoustic source; reconstruction

前言

现有医学影像成像技术如超声成像(Ultrasound

【收稿日期】 2015-08-05

【基金项目】 山东省医药卫生科技发展计划项目(2015W0101); 山东省泰安市科技发展计划(201440774)

【作者简介】 王世刚(1977-), 博士, 讲师, 研究方向: 医学测量技术。Tel: 15005483490; E-mail: sgwang@tsmc.edu.cn。

【通信作者】 游敏娟(1979-), 硕士, 讲师, 研究方向: 计算机应用技术。Tel: 18653818126; E-mail: fsxywsg@163.com。

Imaging, USI)、X线透视、X线计算机体层成像(Computed Tomography, CT)、磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI)能够直观显示组织器官的病变。它们具有各自的成像方式, USI利用组织声阻抗对声波反射进行成像, 但由于人体软组织的声阻抗数值较接近, 它对软组织进行成像时就存在困难; X线透视、CT使用人体组织器官对X线吸收系数的不同进行成像, 但使用X线对人体具有一定的伤害;

MRI是测量人体组织中同类元素原子核的磁共振信号进行成像,图像有较高的组织对比度,但空间分辨率比CT低,而且检查费用高。虽然这些影像检查技术被广泛应用于临床诊断中,但是他们各自具有一定的缺点,所以新的医学功能成像技术成为科研工程人员研究的热点。

人体组织的电特性参数含有丰富的病理、生理信息^[1],以电特性参数为成像目标的磁声成像(Magneto-acoustic Tomography, MAT)技术是一种新型的生物组织电特性功能成像方法,该成像技术可以检测肿瘤和癌症,如乳腺癌、脑肿瘤等^[2],具有广阔的应用前景。按磁声成像声源激励方式的不同,磁声成像可以分为磁感应式磁声成像(Magneto-acoustic Tomography with Magnetic Induction, MAT-MI)^[3-5]和电流注入式磁声成像(Magneto-acoustic Tomography with Current Injection, MAT-CI)^[6-9]。其中, MAT-CI 较 MAT-MI 设备简单,无需脉冲磁场激励设备,实现容易。本文对 MAT-CI 原理进行了研究,使用有限元分析平台 COMSOL Multiphysics 进行电导率模型的建立和电磁场分析,运用电磁场分析的结果运算了磁声声压,运用声压重建了电导率模型的声源,设计了 MAT-CI 系统。

1 原理与方法

1.1 原理

磁声成像技术的基础是洛伦兹力,洛伦兹力是带电粒子在磁场中运动将受到磁场磁力的作用, $F = qv \times B$ 。生物组织从宏观上可视为一导体,将生物组织仿体放于一稳恒磁场 B 中,并使用电极对生物组织仿体施加脉冲电流。脉冲电流在稳恒磁场中受到洛伦兹力所用,洛伦兹力使生物组织微粒发生振动而产生超声波。声波信号含有生物组织的电导率信息,运用声换能器采集超声信号可重建生物组织的电导率分布信息, MAT-CI 原理图见图 1。

在 MAT-CI 实验中,脉冲电流的脉宽为 10^{-6} s 数量级,电磁波的波长为 10^2 m 数量级,人体生物组织的集肤深度在 10^{-1} m 数量级。磁声成像生物组织仿体的尺寸在 10^{-2} m 数量级,远小于电磁波的波长和集肤深度,可以忽略磁扩散问题,此时组织仿体满足电准静态场的条件。而且生物体自身电流的频率在 kHz 数量级,且电流远小于注入电流,所以同时可忽略生物组织的自身电流。

在电准静态场下,仿体媒质满足恒定电场的基本方程:

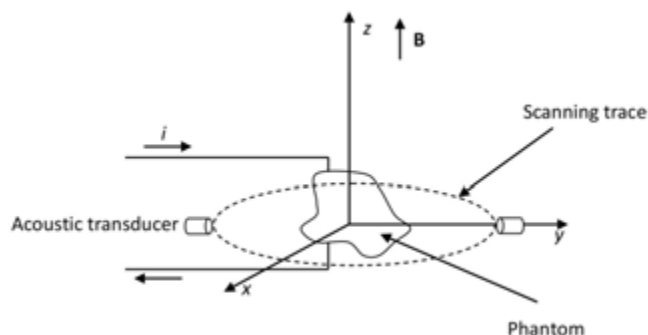


图1 电流注入式磁声成像原理

Fig.1 Principle of magneto-acoustic tomography with current injection

Note: B: Magnetic flux density; i: Electric current

$$\nabla \cdot J = 0 \quad (1)$$

$$\nabla \times E = 0 \quad (2)$$

由(2)得到电场 E 可用标量电势 φ 表示:

$$E = -\nabla\varphi \quad (3)$$

由电学知识可知,各项同性、均匀媒质的欧姆定律为:

$$J = \sigma E \quad (4)$$

将(3)、(4)代入(1)中得到拉普拉斯方程:

$$\nabla^2 \varphi = 0 \quad (5)$$

媒质分界面上的衔接条件为:

$$\varphi_1 = \varphi_2 \quad (6)$$

$$\sigma_1 \frac{\partial \varphi_1}{\partial n} = \sigma_2 \frac{\partial \varphi_2}{\partial n} \quad (7)$$

其中 n 为媒质分界面上单位法线矢量。运用方程(5)结合衔接条件(6)、(7)与场域边界上所给定的边界条件可以求得仿体中各点的电势 φ ,进而用(3)、(4)得到组织仿体中各点的电流密度。

MAT-CI 的波动方程为^[6]:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla \cdot [J \times B] \quad (8)$$

其中, p 表示声压, J 表示注入电流, B 表示磁感应强度, $\nabla \cdot [J \times B]$ 表示声源。方程(8)表示声源外围空间的声场分布,在自由声场的情况下,该方程可用格林函数获求解:

$$p(r, t) = -\frac{1}{4\pi} \oint_V dV' [J(r') \times B] \frac{\delta(t - |r - r'|/c_s)}{|r - r'|} \quad (9)$$

其中, r 表示声换能器位置, r' 表示声源位置, V 表示包含声源的容积。使用方程(9)获得的声压,运用时间反演法^[10]可获得声源分布:

$$\nabla \cdot (J \times B) \approx -\frac{1}{2\pi c_s^3} \oint_V dV' \frac{n \cdot (r' - r)}{|r' - r|^2} p''(r, \frac{|r' - r|}{c_s}) \quad (10)$$

获得声源分布后就可以利用电磁场知识得到生物组织电导率分布信息。

1.2 方法

为验证电流注入式磁声成像理论,本文运用多物理场耦合软件COMSOL Multiphysics建立了生物组织电导率仿体并进行了有限元电磁场分析。仿体为一线圈模型,见图2。线圈导线的线径定义为0.3 mm,线圈直径定义为22 mm,线圈圆心在坐标原点,电导率定义为 5.998×10^7 S/m。电磁场背景环境电导率定义为0 S/m。仿体和背景环境的相对介电常数和相对磁导率定义为1。在进行有限元求解时,为节省计算机资源,加快计算速度,对线圈和背景分别设置不同的网格尺寸,线圈进行较细化单元尺寸剖分,背景进行标准尺寸剖分。电磁场进行频域分析求解,线圈施加的激励脉冲电压幅值设置为1 V;因为声换能器的中心频率为1 MHz,所以激励脉冲电压的频率设置为1 MHz,以便于采集声波信号。

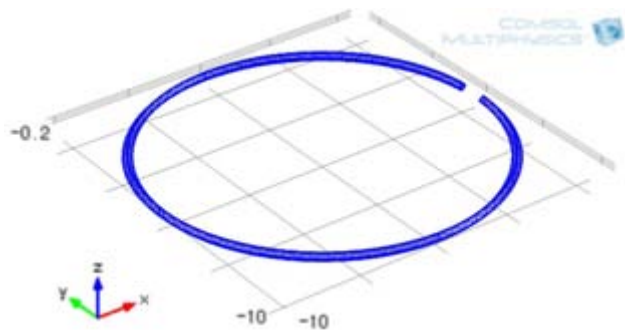


图2 电导率仿体模型

Fig.2 Conductivity phantom model

使用数值分析计算软件MATLAB计算像声场分布时,稳恒磁场的强度定义为1 T,声换能器的圆周扫描半径定义为60 mm,圆周步进角度定义为 1.8° ,并定义声速 $1.5 \text{ mm}/\mu\text{s}$,忽略声的反射、散射和扩散情况以简化仿真实验。

2 结果

运用COMSOL Multiphysics电磁场分析结果,导出电导率仿体 $z=0 \text{ mm}$ 平面的电导率、电势和电流密度数据。电导率的分布如图3所示,图中色标蓝色表示数值最小,红色表示数值最大(图4色标含义亦同),可见电导率分布均匀,数值为 $\sigma=5.998 \times 10^7$ S/m,将图3和图2对比可以清楚看出,电导率反映了仿体模型 $z=0$ 截平面的结构形状和尺寸。电势(色标所示,单位:V)和电流密度(箭头所示,单位: A/m^2)分布如图4所示,从图4可以看出,施加的电压幅值为1 V,电流密度从高电势流向低电势,均匀分布,电流密度场为一环流场。

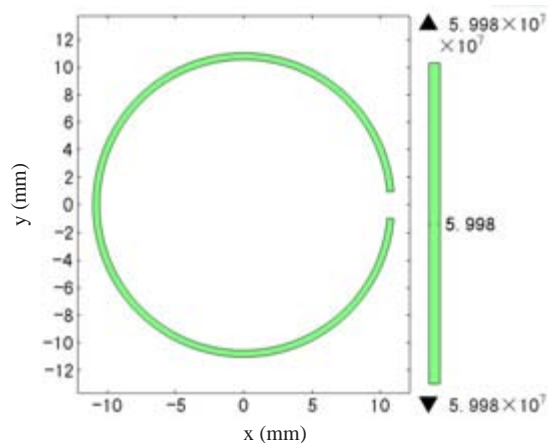


图3 电导率分布

Fig.3 Conductivity distribution

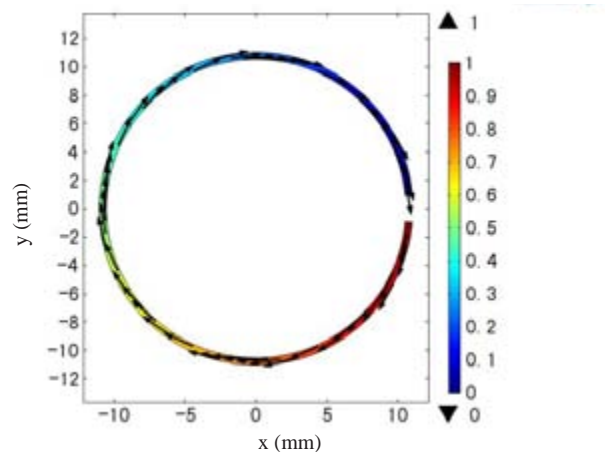


图4 电势和电流的分布

Fig.4 Distribution of electrical potential and current

运用COMSOL Multiphysics导出的电流密度数据与声压求解公式(9)在MATLAB环境下可以计算出磁声成像的声场分布情况,获得声波信号后用声源重建公式(10)可以得到电导率仿体的声源分布图像,如图5所示。由声源重建结果可知,重构的声源图像与电导率仿体的边界轮廓高度吻合,很好地反映了电导率的形状和尺寸。

由仿真可知,进行MAT-CI可以重建电导率仿体的声源分布,因此可以设计MAT-CI实验系统,原理框图如图6所示。

3 讨论与结论

MAT-CI作为组织电特性新的检测手段,对于疾病的早期筛查和诊断是一种潜在的和有效的医学辅助手段。因其以生物组织电阻抗为成像目标,所以继承了电阻抗成像高对比度的优点;同时,以超声为载体接收电阻抗信息,所以继承了超声成像高分辨率的优点。此外,磁声信号与超声信号相比,行程缩减了一

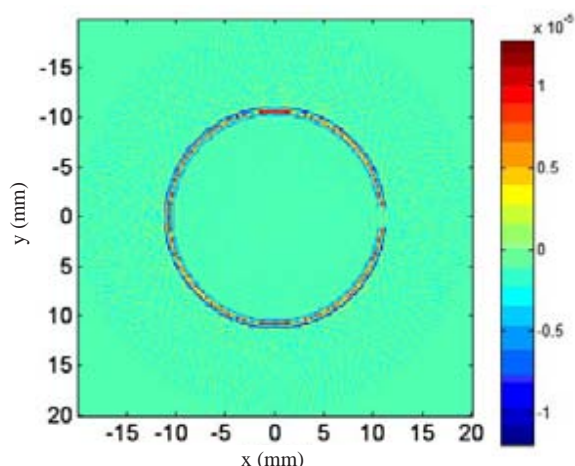


图5 重建的声源图像

Fig.5 Reconstructed acoustic source image

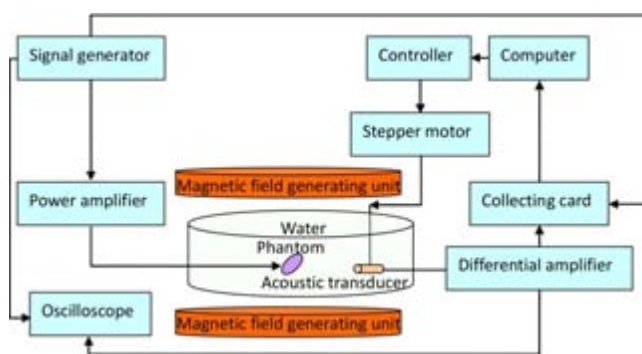


图6 电流注入式磁声成像系统

Fig.6 System of magneto-acoustic tomography with current injection

半,有效地降低了声信号的衰减。本文对MAT-CI进行了详细的理论推导,并运用多物理场耦合软件COM-SOL Multiphysics建立了生物组织电导率仿体,且进行了电磁场分析,运用数值分析计算软件MATLAB进行了MAT-CI声场分布于声源重建的仿真实验。

电磁场分析仿真结果(图3)显示电导率的分布与生物组织仿体的结构高度一致,所以只要重建电导率参数,就可以显示生物组织仿体的形状。而且,从图4可以看出,只要生物组织仿体存在电导率,对其施加电压时将有电流产生,在磁场中将有洛伦兹力产生。声场逆问题声源的重建结果(图5)与图3高度一致,反映了生物组织仿体的形状,说明利用声波重建生物组织的电导率具有可行性。根据电流注入式磁声成像原理,设计了实验系统如图6所示。

在以上仿真实验中,未考虑实际声信号的衰减、反射等问题,激励源对磁声成像系统的脉冲电磁干扰^[11]也未考虑。在今后的理论研究以及仿真、实验中,需研究去噪算法以便采集高信噪比的磁声信

号。本文逆问题重建了生物组织仿体声源分布,并未重建生物组织的电导率分布,重建生物组织的电导率分布是今后工作的重点内容之一。

本研究定性分析了MAT-CI的工作原理,建立了生物组织仿体模型,实现了声源重建,为实验平台的构建提供了理论参考,也为组织电阻抗分布的重建提供了新思路,并为用于复杂电导率分布模型成像及以后真实物理组织成像的研究奠定了基础,有望促进MAT-CI在临床中的实际应用。

【参考文献】

- [1] O'ROURKE A P, LAZEBNIK M, BERTRAM J M, et al. Dielectric properties of human normal, malignant and cirrhotic liver tissue: *in vivo* and *ex vivo* measurements from 0.5 to 20 GHz using a precision open-ended coaxial probe[J]. *Phys Med Biol*, 2007, 52 (15): 4707-4719.
- [2] HE B, XU Y, LI X. Methods and apparatus for imaging with magnetic induction. United States: 2009/0018432 A1[P]. 2009-01-15.
- [3] 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.
- [4] 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, 29(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]. *Acta Acustica*, 2011, 29(2): 185-190.
- [5] 王世刚, 崔栋, 游敏娟, 等. 基于声换能器的磁感应磁声成像声源重建仿真研究[J]. *中国医疗器械杂志*, 2015, 39(1): 13-15.
WANG S G, CUI D, YOU M J, et al. Simulation study on acoustic source reconstruction of magneto-acoustic tomography with magnetic induction (MAT-MI) based on transducer[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2015, 39(1): 13-15.
- [6] WANG S G, ZHANG S Q, MA R, et al. A study of acoustic source generation mechanism of magnetoacoustic tomography [J]. *Comput Med Imag Grap*, 2014, 38(1): 42-48.
- [7] LIU G Q, HUANG X, XIA H, et al. Magnetoacoustic tomography with current injection [J]. *Chinese Science Bulletin*, 2013, 58: 3600-3606. doi: 10.1007/s11434-013-5964-2.
- [8] 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.
- [9] 张顺起, 殷涛, 马任, 等. 注入电流式磁声成像的电导率模型构建和实验研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2011, 30(6): 801-806.
ZHANG S Q, YIN T, MA R, et al. Study on imaging with current exciting conductivity model based on magnetoacoustic effect [J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2011, 30(6): 801-806.
- [10] XU Y, WANG L H. Time reversal and its application to tomography with diffracting sources[J]. *Phys Rev Lett*, 2004, 92(3): 033902.
- [11] 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.