



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104473640 B

(45)授权公告日 2017.02.22

(21)申请号 201410773988.5

A61B 8/00(2006.01)

(22)申请日 2014.12.14

审查员 洪虹

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104473640 A

(43)申请公布日 2015.04.01

(73)专利权人 中国科学院电工研究所

地址 100190 北京市海淀区中关村北二条6号

(72)发明人 李艳红 夏慧 刘国强 夏正武

李士强 杨延菊 刘宇

(74)专利代理机构 北京科迪生专利代理有限公司

任公司 11251

代理人 关玲

(51)Int.Cl.

A61B 5/053(2006.01)

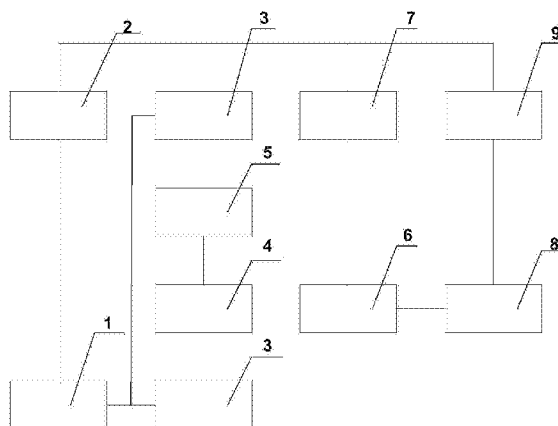
权利要求书2页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种磁热声成像的电导率重建方法

(57)摘要

一种磁热声成像的电导率重建方法,基于磁热声成像原理。利用激励线圈对导电物体施加MHz电流激励,在导电物体内部产生焦耳热,进而产生超声信号。利用超声换能器接收超声信号,对接收到的超声信号进行处理和采集,然后采用电导率图像重建算法获取导电物体的电导率图像。具体步骤为:1、首先获取高信噪比的磁热声信号;2、利用获取的磁热声信号重建得到导电物体的热声源分布;3、利用热声源分布和一次磁矢量空间分量,采用非线性有限元求解方法重建标量电位空间分量;4、利用重建的标量电位空间分量重建电导率。



1. 一种磁热声成像的电导率重建方法, 其特征在于: 所述的磁热声成像的重建方法包括以下步骤:

第一步: 获取磁热声信号

脉冲激励源(1)通过一对亥姆赫兹激励线圈(3)对导电物体(4)进行激励, 导电物体(4)由于感应电流的作用产生焦耳热, 进而产生热声信号; 所述的热声信号通过耦合剂(5)耦合到超声换能器(6)内; 超声换能器(6)接收到超声信号后通过超声信号处理、采集子系统(8)的前置放大、滤波、二级放大后, 进行存储; 超声换能器(6)的扫描控制器(7)在控制电路(2)的控制下对导电物体(4)的圆周扫描, 然后利用扫描得到的超声信号进行图像重建, 控制电路(2)实现对超声换能器扫描控制器(7)、脉冲电流激励源(1), 以及超声信号处理、采集子系统(8)的控制, 控制电路(2)还实现对图像重建的控制;

第二步: 获取导电物体热声源分布

已知磁热声成像的声压波动方程:

$$\nabla^2 p(r, t) - \frac{1\beta}{c_s^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} p(r, t) = -\frac{1}{C_p} S(r) \delta'(t) \quad (1)$$

其中, r 为热声源位置坐标, $p(r, t)$ 是热声源产生的声压, c_s 为热声源产生的超声信号在介质中的传播声速, C_p 为导电物体的比热容, β 为导电物体的热膨胀系数, $\delta(t)$ 是狄拉克函数, ∇^2 拉普拉斯算符, t 是时间、 S 是热声源;

首先选取导电物体的某一断层面 $z = z_0$, 使超声换能器在该断层面上进行圆周扫描, 采集超声信号, 利用方程(1), 对方程(1)进行解方程, 求解 $z = z_0$ 断层面上的热声源 $S(x, y, z_0)$ 分布, 然后移动超声换能器在另一个断层面上进行圆周扫描, 采集超声信号, 同样对方程(1)进行解方程, 求解另一断层面上的热声源分布, 通过移动超声换能器, 采用同样的解方程方法, 求解导电物体整个区域的热声源分布;

热声源 S 表示为:

$$S = \sigma E \sigma^2 = E \cdot E \quad (2)$$

其中, σ 为导电物体的电导率, E 是电场强度;

第三步: 求解标量电位空间分量

根据电流连续性定理, 电流的散度为零, 由:

$$\nabla \cdot \sigma (\nabla \phi + A_1) = 0 \quad (3)$$

其中, A_1 为一次磁矢位的空间分量, 一次磁矢位与导电物体无关, 是激励源在真空中产生的磁矢位, 利用毕奥-萨伐尔定律计算得到一次磁矢位的空间分量 A_1 , ϕ 是标量电位的空间分量, ∇ 为散度符号, $\nabla \phi$ 是标量电位的空间分量 ϕ 的梯度;

因生物组织的电导率较低, 电场强度的空间分量表示为:

$$E \approx -\nabla \phi - A_1 \quad (4)$$

则公式(2)可以进一步写成:

$$\sigma = \frac{S}{E \cdot E} = \frac{S}{(\nabla \phi + A_1) \cdot (\nabla \phi + A_1)} \quad (5)$$

将式(5)代入公式(3)

$$\nabla \cdot \frac{S}{(\nabla \phi + A_1) \cdot (\nabla \phi + A_1)} (\nabla \phi + A_1) = 0 \quad (6)$$

将热声源分布 $S(x, y, z)$ 和一次磁矢位的空间分量 A_1 代入公式(6)后,考虑电绝缘边界条件,进行非线性有限元法求解,即可重建得到标量电位的空间分量 ϕ ;

第四步:求解电导率

将标量电位的空间分量 ϕ 代入公式(5),即可重建电导率 σ 。

一种磁热声成像的电导率重建方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电导率图像的重建方法,特别涉及一种磁热声成像的电导率重建方法。

背景技术

[0002] 目前传统电阻抗成像技术的灵敏度和空间分辨率不高,主要因为电阻抗成像通常采用频率较低的电磁波作为激励,由于波长远远大于成像体,导致电磁场探测对比度高,但分辨率低。毋庸置疑,单一场都有其物理局限性。因此多物理场成像技术受到越来越多的关注,即将一种物理场作用于生物组织,转换为另一种物理场进行检测,由一种物理场提供分辨率,另一种物理场提供对比度,实现对比度和分辨率的同时提高。电磁场和超声相结合的多物理场成像技术正是考虑到电磁场对人体组织电导率的高对比度和超声波探测的高分辨率特性,成为人们的研究热点,磁热声成像作为一种新型的多物理场成像技术最近一年受到重视。

[0003] 磁热声成像是由新加坡南洋理工大学在2013年首次提出的新型的电阻抗成像方法,通过对导电物体施加低于20MHz的交变磁场,在导电物体内部产生感应电场,进而产生焦耳热,激发热弹性的声信号,检测声信号进行成像。该方法是一种以交变磁场作为激励源,基于生物组织内部焦耳热吸收率的差异,以超声作为信息载体的无损生物医学影像技术。与微波热声成像技术相比,激励源的频率降低,可以深入到导电体的更深处,使磁热声图像扩展到人体组织的深层。由测量的超声信号到电导率的重建分为两个过程,首先由测量的超声信号重建热声源分布,然后利用热声源分布重建电导率分布,目前的相关文献和专利只重建了热声源($S = \sigma E^2(\sigma)$, 这里 E 为电场强度的空间分量),而没有提及电导率 σ 的重建。显然,电场强度 E 与电导率 σ 的分布有关,从热声源 S 中重建出电导率 σ 是非常困难的。

发明内容

[0004] 本发明的目的是克服现有的磁热声成像方法无法给出电导率分布的不足,提出一种利用热声源分布重建电导率分布的方法。本发明可以精确的重建导电物体的电导率。

[0005] 本发明基于磁热声成像原理。磁热声成像的成像原理为:利用激励线圈对导电物体施加MHz电流激励,在导电物体内部产生焦耳热,进而产生超声信号。利用超声换能器接收超声信号,对接收到的超声信号进行超声信号的处理和采集,得到放大滤波后的超声信号后,采用电导率图像重建算法获取导电物体的电导率图像。

[0006] 本发明磁热声成像的电导率图像重建方法包括四个步骤:第一步,首先获取高信噪比的磁热声信号;第二步利用获取的磁热声信号重建得到导电物体的热声源分布;第三步利用热声源分布和一次磁矢量空间分量,采用非线性有限元求解方法重建标量电位空间分量;第四步利用重建的标量电位空间分量重建电导率。

[0007] 具体的重建过程描述如下:

[0008] 第一步:获取高信噪比的磁热声信号

[0009] 脉冲激励源通过一对亥姆赫兹激励线圈对导电物体进行激励,导电物体由于感应电流的作用产生焦耳热,进而产生热声信号,热声信号通过耦合剂耦合到超声换能器内,耦合剂可以为去离子水也可以为绝缘油。超声换能器接收到超声信号后通过超声信号处理、采集子系统的前置放大、滤波、二级放大等处理后,进行存储。超声换能器的扫描控制器在控制电路的控制下对导电物体的圆周扫描,然后利用扫描得到的所有超声信号进行图像重建。所述的控制电路实现对超声换能器扫描控制器、脉冲电流激励源、图像重建和超声信号处理、采集子系统的控制。

[0010] 第二步:获取导电物体热声源分布

[0011] 已知磁热声成像的声压波动方程:

$$[0012] \quad \nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} S(\mathbf{r}) \delta'(t) \quad (1)$$

[0013] 其中, $\mathbf{r}$ 为热声源位置坐标, $p(\mathbf{r}, t)$ 是热声源产生的声压, c_s 为热声源产生的超声信号在介质中的传播声速, C_p 为导电物体的比热容, β 为导电物体的热膨胀系数, $\delta(t)$ 是狄拉克函数, ∇^2 拉普拉斯算符, t 是时间, S 是热声源;

[0014] 首先选取导电物体的某一断层面上 $z = z_0$, 使超声换能器在该断层面上进行圆周扫描, 采集超声信号, 利用磁热声成像的声压波动方程(1), 对方程(1)解方程, 求解 $z = z_0$ 断层面上的热声源 $S(x, y, z_0)$ 分布, 然后移动超声换能器对另一个断层面进行圆周扫描, 采集超声信号, 同样对方程(1)进行解方程, 求解另一断层面上的热声源分布, 通过移动超声换能器, 采用同样的解方程方法, 求解导电物体整个区域的热声源分布;

[0015] 热声源 S 表示为:

$$[0016] \quad S = \sigma E^2 = \sigma \mathbf{E} \cdot \mathbf{E} \quad (2)$$

[0017] 其中 σ 为导电物体的电导率, E 是电场强度;

[0018] 第三步: 求解标量电位空间分量

[0019] 根据电流连续性定理, 电流的散度为零, 由:

$$[0020] \quad \nabla \cdot \sigma(\nabla \phi + \mathbf{A}_1) = 0 \quad (3)$$

[0021] 其中, $\mathbf{A}_1$ 为一次磁矢位的空间分量, 一次磁矢位与导电物体无关, 是激励源在真空中产生的磁矢位, 利用毕奥-萨伐尔定律计算得到一次磁矢位的空间分量 $\mathbf{A}_1$, ϕ 是标量电位的空间分量, $\nabla \cdot$ 为散度符号, $\nabla \phi$ 是标量电位的空间分量 ϕ 的梯度;

[0022] 因生物组织的电导率较低, 电场强度的空间分量可以表示为:

$$[0023] \quad \mathbf{E} \approx -\nabla \phi - \mathbf{A}_1 \quad (4)$$

[0024] 则公式(2)可以进一步写成:

$$[0025] \quad \sigma = \frac{S}{\mathbf{E} \cdot \mathbf{E}} = \frac{S}{(\nabla \phi + \mathbf{A}_1) \cdot (\nabla \phi + \mathbf{A}_1)} \quad (5)$$

[0026] 将式(5)代入公式(3):

$$[0027] \quad \nabla \cdot \frac{S}{(\nabla \phi + \mathbf{A}_1) \cdot (\nabla \phi + \mathbf{A}_1)} (\nabla \phi + \mathbf{A}_1) = 0 \quad (6)$$

[0028] 将热声源分布 $S(x, y, z)$ 和一次磁矢位的空间分量 $\mathbf{A}_1$ 代入公式(6)后, 考虑电绝缘

边界条件,进行非线性有限元法求解,即可重建得到标量电位的空间分量 ϕ ;

[0029] 第四步:求解电导率

[0030] 将标量电位的空间分量 ϕ 代入公式(5),即可重建电导率 σ 。

附图说明

[0031] 图1本发明重建方法所涉及的磁热声信号获取装置意图;

[0032] 图中:1脉冲激励源2控制电路3激励线圈4导电物体5耦合剂6超声换能器7超声换能器扫描控制器8超声信号处理、采集子系统9上位机。

具体实施方式

[0033] 以下结合附图和具体实施方式进一步说明本发明。

[0034] 本发明重建方法所涉及的磁热声信号获取装置主要包括激励系统、检测系统、控制系统和导电物体4共四个部分。所述的激励系统包括脉冲激励源1和激励线圈3,脉冲激励源1和激励线圈3与耦合剂5之间通过空气进行隔离,脉冲激励源1与激励线圈3之间电连接,激励线圈3可以是成对出现的亥姆赫兹线圈,也可以是单个线圈,为保证成像区域电磁激励的均匀性,最好为亥姆赫兹线圈;所述的检测系统包括超声换能器6、超声信号处理、采集子系统8和上位机9,超声换能器6和导电物体4之间通过耦合剂耦合,超声换能器6与超声信号处理、采集子系统8之间电连接;上位机9实现采集数据的存储和图像的重建;所述控制系统包括控制电路2和超声换能器扫描控制器7,控制电路2电连接脉冲激励源1、超声换能器扫描控制器7和上位机9。磁热声成像的成像原理为:利用与一对亥姆赫兹激励线圈3对导电物体4施加脉冲电流激励,在脉冲激励源1的激励下,导电物体4内产生焦耳热,进而产生超声信号。利用超声换能器6接收超声信号,对接收到的超声信号进行超声信号的处理和采集,得到放大滤波后的超声信号后,利用上位机9进行存储,并采用图像重建算法获取导电物体的电导率图像在上位机9上显示。

[0035] 电导率图像重建过程包括四个步骤:第一步,首先获取高信噪比的磁热声信号;第二步利用获得磁热声信号重建得到导电物体的热声源分布;第三步利用热声源分布和一次磁矢量空间分量采用非线性有限元求解方法重建标量电位空间分量;第四步利用重建的标量电位空间分量重建电导率。具体的重建过程描述如下:

[0036] 第一步:获取磁热声信号

[0037] 如图1所示,脉冲激励源1通过一对亥姆赫兹激励线圈3对导电物体4进行激励,导电物体4由于感应电流的作用产生焦耳热,进而产生热声信号;所述的热声信号通过耦合剂5耦合到超声换能器6内;超声换能器6接收到超声信号后通过超声信号处理、采集子系统8的前置放大、滤波、二级放大后,进行存储;超声换能器6的扫描控制器7在控制电路2的控制下对导电物体4的圆周扫描,然后利用扫描得到的超声信号进行图像重建,控制电路2实现对超声换能器扫描控制器7、脉冲电流激励源1、图像重建,以及超声信号处理、采集子系统8的控制;

[0038] 第二步:获取导电物体热声源分布

[0039] 已知磁热声成像的声压波动方程:

$$[0040] \quad \nabla^2 p(\mathbf{r}, t) - \frac{I}{c_s^2} \frac{\partial^2 p(\mathbf{r}, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} S(\mathbf{r}) \delta'(t) \quad (1)$$

[0041] 其中, $\mathbf{r}$ 为热声源位置坐标, $p(\mathbf{r}, t)$ 是热声源产生的声压, c_s 为热声源产生的超声信号在介质中的传播声速, C_p 为导电物体的比热容, β 为导电物体的热膨胀系数, $\delta(t)$ 是狄拉克函数, ∇^2 拉普拉斯算符, t 是时间、 S 是热声源;

[0042] 首先选取导电物体的某一断层面 $z = z_0$, 使超声换能器在该断层面上进行圆周扫描, 采集超声信号, 利用方程(1), 对方程(1)进行解方程, 求解 $z = z_0$ 断层面的热声源 $S(x, y, z_0)$ 分布, 然后移动超声换能器在另一个断层面上进行圆周扫描, 采集超声信号, 同样对方程(1)进行解方程, 求解另一断层面的热声源分布, 通过移动超声换能器, 采用同样的解方程方法, 求解导电物体整个区域的热声源分布;

[0043] 热声源 S 表示为:

$$[0044] \quad S = \sigma E^2 = \sigma \mathbf{E} \cdot \mathbf{E} \quad (2)$$

[0045] 其中 σ 为导电物体的电导率, E 是电场强度;

[0046] 第三步: 求解标量电位空间分量根据电流连续性定理, 由:

$$[0047] \quad \nabla \cdot \sigma (\nabla \phi + \mathbf{A}_1) = 0 \quad (3)$$

[0048] 其中, $\mathbf{A}_1$ 为一次磁矢位的空间分量, 一次磁矢位与导电物体无关, 是激励源在真空中产生的磁矢位, 利用毕奥-萨伐尔定律计算得到一次磁矢位的空间分量 $\mathbf{A}_1$, ϕ 是标量电位的空间分量;

[0049] 因生物组织的电导率较低, 电场强度的空间分量表示为:

$$[0050] \quad \mathbf{E} \approx -\nabla \phi - \mathbf{A}_1 \quad (4)$$

[0051] 则公式(2)可以进一步写成:

$$[0052] \quad \sigma = \frac{S}{\mathbf{E} \cdot \mathbf{E}} = \frac{S}{(\nabla \phi + \mathbf{A}_1) \cdot (\nabla \phi + \mathbf{A}_1)} \quad (5)$$

[0053] 将式(5)代入公式(3):

$$[0054] \quad \nabla \cdot \frac{S}{(\nabla \phi + \mathbf{A}_1) \cdot (\nabla \phi + \mathbf{A}_1)} (\nabla \phi + \mathbf{A}_1) = 0 \quad (6)$$

[0055] 将热声源分布 $S(x, y, z)$ 和一次磁矢位的空间分量 $\mathbf{A}_1$ 代入公式(6)后, 考虑电绝缘边界条件, 进行非线性有限元法求解, 即可重建得到标量电位的空间分量 ϕ ;

[0056] 第四步: 求解电导率

[0057] 将标量电位的空间分量 ϕ 代入公式(5), 即可重建电导率 σ 。

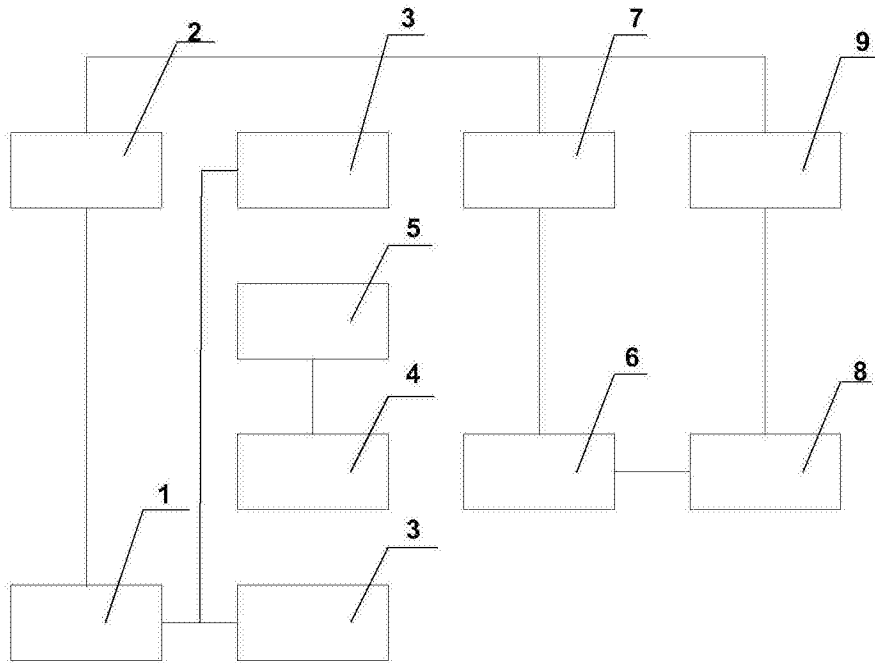


图1

专利名称(译)	一种磁热声成像的电导率重建方法		
公开(公告)号	CN104473640B	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201410773988.5	申请日	2014-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院电工研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院电工研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院电工研究所		
[标]发明人	李艳红 夏慧 刘国强 夏正武 李士强 杨延菊 刘宇		
发明人	李艳红 夏慧 刘国强 夏正武 李士强 杨延菊 刘宇		
IPC分类号	A61B5/053 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0093 A61B5/053 A61B8/0833		
代理人(译)	关玲		
审查员(译)	洪虹		
其他公开文献	CN104473640A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种磁热声成像的电导率重建方法，基于磁热声成像原理。利用激励线圈对导电物体施加MHz电流激励，在导电物体内部产生焦耳热，进而产生超声信号。利用超声换能器接收超声信号，对接收到的超声信号进行处理和采集，然后采用电导率图像重建算法获取导电物体的电导率图像。具体步骤为：1、首先获取高信噪比的磁热声信号；2、利用获取的磁热声信号重建得到导电物体的热声源分布；3、利用热声源分布和一次磁矢量空间分量，采用非线性有限元求解方法重建标量电位空间分量；4、利用重建的标量电位空间分量重建电导率。

