



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107495965 B

(45)授权公告日 2020.06.30

(21)申请号 201710739469.0

A61B 5/053(2006.01)

(22)申请日 2017.08.25

A61B 5/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

A61B 8/08(2006.01)

申请公布号 CN 107495965 A

审查员 胡琴明

(43)申请公布日 2017.12.22

(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 夏慧 刘国强 夏正武 李艳红

李士强 李晓南

(74)专利代理机构 北京科迪生专利代理有限责

任公司 11251

代理人 关玲

(51)Int.Cl.

A61B 5/05(2006.01)

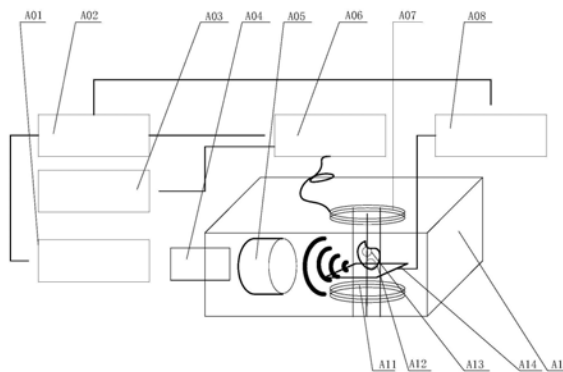
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种激光聚焦超声激励的磁声电成像方法与装置

(57)摘要

一种激光聚焦超声激励的磁声电成像方法与装置,经过扩束的激光束照射碳纳米管光声增强介质,产生聚焦超声,聚焦超声和静磁场在生物成像体内相互作用产生局部电场源,利用接收线圈或电极检测电信号重建生物组织电导率图像。激光聚焦超声激励的磁声电成像装置包括:激光聚焦超声激励模块、耦合模块、检测与重建模块和控制与同步模块;激光聚焦超声激励模块产生强脉冲、高频率、小焦斑的焦距可控的聚焦超声;耦合模块实现聚焦超声、目标成像体和电磁激励的多物理场耦合。检测与重建模块实现微弱电信号的检测和对目标成像体的重建;控制与同步模块实现整个装置的同步和控制。



1. 一种激光聚焦超声激励的磁声电成像方法,其特征在于:所述的磁声电成像方法采用经过扩束的激光束照射碳纳米管光声增强介质,产生聚焦超声,聚焦超声和静磁场在生物成像体内相互作用,产生局部电场源,利用接收线圈或电极检测电信号重建生物组织电导率图像;

具体的重建生物组织电导率图像的方法如下:

假设超声波传播方向为 $e_x$ 方向,准均匀静磁场方向为 $e_y$ 方向,在静磁场作用下,目标成像体内部正负离子分离,产生的洛伦兹力在 $e_z$ 方向,正负离子运动方向相反,产生的局部电流密度表示为:

$$\vec{J} = \sigma v_x B_y \vec{e}_z \quad (1)$$

其中 $\sigma$ 为电导率, $v_x$ 为沿 $\vec{e}_x$ 方向的离子振动速度, $B_y$ 为沿 $\vec{e}_y$ 方向的磁感应密度;

为了计算检测电极(A13)接收的电流,假设沿超声波的传播方向上,超声束的直径为 $W$ ,则电流密度为:

$$I_{tot} = \frac{1}{W} \iiint \vec{J} \cdot \vec{n} dx dy dz = \frac{1}{W} \iiint \sigma v_x B_y dx dy dz \quad (2)$$

其中 $\vec{J}$ 为电流密度, $\vec{n}$ 为法向矢量, $dx dy dz$ 为三维坐标,因为只有一小部分能被电极检测到,能够探测到的电流为:

$$I_{maes} = I_{tot} \cdot R_{in} / (R_{in} + R_{maes}) \quad (3)$$

其中 $I_{maes}$ 为平均电流, $I_{tot}$ 为总电流, $R_{in}$ 是内部产生的感应电流的传导内阻,与目标成像体的电导率成反比, $R_{maes}$ 为目标成像体的被测区域的平均电阻,而洛伦兹力产生的电流与电导率成正比,用公式表示为: $I_{tot} = k_1 \sigma$ ,  $R_{in} = k_2 / \sigma$ ,考虑, $k_1$ 与 $k_2$ 为系数;

结合声压振速方程:

$$I_{meas} = \frac{a}{W} \iiint_{x_1 \rightarrow x_2} \left\{ B_y \frac{\partial}{\partial x} \left[ \frac{\sigma(x)}{\rho(x)} \right] \int_{-\infty}^t p(\tau, x) d\tau \right\} dx dy dz \quad (4)$$

其中系数 $a = R_{in} / (R_{in} + R_{meas})$ ,  $p(\tau, x)$ 为接收到的声压, $\tau$ 为时间坐标, $x$ 为空间坐标, $\int_{x_1 \rightarrow x_2}$ 空间坐标 $x$ 轴从 $x_1$ 到 $x_2$ 路径的积分;

聚焦超声激励为点激励时方程(4)变为:

$$I_{meas} = \frac{a}{W} \Delta x \cdot \frac{B_y}{\rho(x)} \frac{\Delta \sigma(x)}{\Delta x} \int_{-\infty}^t p(\tau, x) d\tau \quad (5)$$

$\Delta x$ 为点激励的焦深, $\rho(x)$ 为激励点处的密度, $\Delta \sigma(x)$ 为激励点处的电导率的变化,公式(5)可以看出检测电极(A13)接收的电流直接与局部电导率成正比,进一步对方程(5)进行简化:

$$I_{meas} = \xi \Delta \sigma(x) \quad (6)$$

其中:

$$\xi = \frac{a}{W} \cdot \frac{B_y}{\rho(x)} \int_{-\infty}^t p(\tau, x) d\tau \quad (7)$$

最后,利用接收的电流采用峰值检测方法重建电导率。

2. 应用权利要求1所述的激光聚焦超声激励的磁声电成像方法的磁声电成像装置,其

特征在于:所述的装置包括激光聚焦超声激励模块、耦合模块、检测与重建模块,以及控制与同步模块;激光聚焦超声激励模块分别连接检测与重建模块及控制与同步模块;激光聚焦超声激励模块通过耦合模块的耦合液与目标成像体建立耦合关系,控制与同步模块分别连接激光聚焦超声激励模块、检测与重建模块;所述的激光聚焦超声激励模块产生强脉冲、高频率、小焦斑的焦距可控的聚焦超声;耦合模块实现聚焦超声、目标成像体和电磁激励的多物理场耦合;检测与重建模块实现微弱电信号的检测和对目标成像体的重建;控制与同步模块实现整个装置的同步和控制。

3.如权利要求2所述的磁声电成像装置,其特征在于:所述的激光聚焦超声激励模块包括脉冲激光激励源(A01)、激光扩束系统(A04)和激光聚焦超声核心器件(A05);脉冲激光激励源(A01)发射的激光信号首先通过激光扩束系统(A04)对激光束扩束,扩束后的激光束直接照射激光聚焦超声核心器件(A05);所述的激光聚焦超声核心器件(A05)有固体涂层或液体涂层两种结构方式。

4.如权利要求3所述的磁声电成像装置,其特征在于:所述的固体涂层方式的激光聚焦超声核心器件由光学透镜和气相沉积固体涂层组成;光学透镜是平凹透镜,在光学透镜的凹面沉积有气相沉积固体涂层,气相沉积固体涂层为金属涂层;所述的液体涂层方式的激光聚焦超声核心器件由光学透镜(B02)、聚二甲基硅氧烷(PDMS)涂层和液体涂层组成,所述的聚二甲基硅氧烷涂层为固体涂层,聚二甲基硅氧烷涂层与光学透镜之间为液体涂层,液体涂层的材料为碳纳米液相材料;液体涂层通过固态的聚二甲基硅氧烷(PDMS)密封在光学透镜的凹面。

5.如权利要求2所述的磁声电成像装置,其特征在于:所述的耦合模块包括水槽(A15)、水槽内的用于传输超声信号的耦合液及位于水槽内的目标成像体支撑架(A14);目标成像体(A12)位于目标成像体支架(A14)上;由激光聚焦超声核心器件(A05)所形成的超声束通过耦合模块耦合到目标成像体(A12),目标成像体(A12)检测与重建模块中的检测电极(A13)的一端连接,检测电极(A13)的另一端连接检测与重建模块中的微弱电磁信号检测模块;检测线圈(A07)为一对线圈,检测线圈(A07)与磁体(A11)同轴,检测线圈(A07)与目标成像体(A12)之间有声隔离片,同时对水槽(A15)进行电磁屏蔽。

6.如权利要求2所述的磁声电成像装置,其特征在于:所述的检测与重建模块包括检测线圈(A07)、检测电极(A13)、微弱电磁信号检测模块(A02)和电参数重建模块(A03);检测电极(A13)或检测线圈(A07)与微弱电磁信号检测模块(A02)连接,将接收到的电信号传送至微弱电磁信号检测模块(A02);微弱电磁信号检测模块(A02)包括前置放大器、低通滤波器、高通滤波器和二级放大器;前置放大器、低通滤波器、高通滤波器、二级放大器和滤波器依次顺序连接,即前置放大器的输出端连接低通滤波器的输入端,低通滤波器的输出端连接高通滤波器的输入端,高通滤波器的输出端连接二级放大器的输入端,二级放大器的输出端连接滤波器的输入端,滤波器的输出端连接电参数重建模块(A03)。

## 一种激光聚焦超声激励的磁声电成像方法与装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种磁声电成像方法与装置,特别涉及一种激光聚焦超声激励的磁声电成像方法与装置。

### 背景技术

[0002] 电阻抗成像是继形态和结构成像之后的新一代医学成像技术,对于生命科学研究和疾病的早期诊断具有重要的价值,当生物组织发生早期病变而且尚未在形态结构上发生改变时,生物组织内各类化学物质所带电荷量和电荷的空间分布将首先发生变化,宏观上表现为病变部位生物组织的电学特性(电阻抗、电导率、介电常数)改变,因此通过对组织电学特性成像可达到对病变组织早期诊断早期治疗的目的。磁声电成像作为新兴的电阻抗成像技术,能定量测量组织电导率,具有电阻抗成像的高对比度和超声成像的高分辨率,该技术一经提出就受到国内外研究学者的关注,经过近十年的发展,在超声激励理论、多物理场耦合正逆问题研究、实验平台搭建等方面都取得了巨大的进步,实际测量的电导率也从最初的“工”字形薄铜片发展到10S/m左右的仿体模型,虽然离临床需求的早期诊断成像要求的电导率0.1S/m,指标越来越接近,但还存在一定的差距。

[0003] 究其原因主要存在成像分辨率低、检测信号灵敏度低和电磁干扰等三个方面的问题,严重影响着磁声电成像,还难以走向实际临床应用。为解决上述难题,聚焦超声激励成为磁声电成像方法的必然选择,能否将医疗应用的高强度聚焦超声(HIFU)用于成像激励?从原理上看,虽然高强度聚焦超声(HIFU)可以提高单位体积内的声压水平,但是焦斑大,高频时还容易引起周围健康组织或者血管壁的热损伤,因此尽管在检测信号灵敏度方面稍有改善,但是在提高成像分辨率和抗电磁干扰方面却无能为力。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的是克服现有磁声电成像方法存在分辨率低、检测信号灵敏度低和电磁干扰的缺点,提出一种激光聚焦超声激励的磁声电成像方法和装置。

[0005] 本发明磁声电成像方法采用经过扩束的激光束照射碳纳米管光声增强介质,产生聚焦超声,聚焦超声和静磁场在生物成像体内相互作用,产生局部电场源,利用接收线圈或电极检测电信号重建生物组织电导率图像。

[0006] 应用本发明磁声电成像方法的成像装置包括激光聚焦超声激励模块、耦合模块、检测与重建模块和控制与同步模块。激光聚焦超声激励模块分别连接检测与控制模块及控制与同步模块。激光聚焦超声激励模块通过耦合模块的耦合液与目标成像体建立耦合关系,控制与同步模块分别连接激光聚焦超声激励模块、检测与重建模块。所述的激光聚焦超声激励模块产生强脉冲、高频率、小焦斑的焦距可控的聚焦超声;耦合模块实现聚焦超声、目标成像体和电磁激励的多物理场耦合。检测与重建模块实现微弱电信号的检测和对目标成像体的重建;控制与同步模块实现整个装置的同步和控制。

[0007] 所述的激光聚焦超声激励模块包括脉冲激光激励源、激光扩束系统和激光聚焦超

声核心器件三部分。所述的脉冲激光激励源发射的激光信号首先通过激光扩束系统对激光束扩束,扩束后的激光束直接照射激光聚焦超声核心器件。所述的激光聚焦超声核心器件有固体涂层或液体涂层两种可选的结构方式。所述的固体涂层方式的激光聚焦超声核心器件由光学透镜和气相沉积固体涂层组成,光学透镜一般是平凹透镜,在光学透镜的凹面沉积有气相沉积固体涂层,气相沉积固体涂层一般为金属涂层。所述的液体涂层方式的激光聚焦超声核心器件由光学透镜、聚二甲基硅氧烷(PDMS)涂层和液体涂层组成,其中聚二甲基硅氧烷涂层为固体涂层,聚二甲基硅氧烷涂层与光学透镜之间为液体涂层,液体涂层的材料为碳纳米液相材料。液体涂层通过固态的聚二甲基硅氧烷PDMS密封在光学透镜的凹面,液体涂层通过导管把液体涂层材料导入聚二甲基硅氧烷涂层与光学透镜之间。

[0008] 所述的脉冲激光激励源不限于激光波长,可以是可见光也可以是红外光,激光脉冲小于 $1\mu\text{s}$ ,激光器可以是Nd:YAG激光器。激光扩束系统扩束倍数可调,扩束倍数可以根据激光聚焦超声核心器件的尺寸调节倍数,一般情况下采用五到十倍的扩束便可满足要求。

[0009] 所述的耦合模块包括水槽、耦合液、磁体和目标成像体支撑架。耦合液位于水槽内,用于传输超声信号。目标成像体支撑架位于水槽内的耦合液中。目标成像体位于目标成像体支架上,目标成像体支架对目标成像体起支撑作用。耦合模块的功能是实现聚焦超声、目标成像体和电磁激励的多物理场耦合。由激光聚焦超声核心器件形成的,具有一定焦距和可控焦斑的超声束通过耦合模块耦合到目标成像体,耦合方式可以是去离子水耦合、绝缘油耦合或水膜耦合方式。所述的磁体可以是永磁体、电磁体和超导磁体,磁体位于目标成像体的两侧,磁体产生的磁场方向与超声波的方向垂直,同时磁体与耦合液不能直接接触,磁体位于水槽外,目标成像体与检测与重建模块中的检测电极的一端直接接触,检测电极的另一端连接检测与重建模块中的微弱电磁信号检测模块。检测电极可以是铜电极,包括紫铜和黄铜电极,也可以是心电极,直接与目标成像体接触测量。目标成像体与检测线圈可以非接触,检测线圈为一对线圈,检测线圈与磁体同轴。为避免声-电相互干扰,检测线圈与目标成像体之间设置声隔离片,同时对水槽进行电磁屏蔽。

[0010] 所述的检测与重建模块包括检测线圈或检测电极、微弱电磁信号检测模块和电参数重建模块。激光聚焦超声核心器件通过耦合模块作用到目标成像体上,在静磁场的作用下,目标成像体内产生电信号,检测电极或者检测线圈接收该电信号。检测电极和检测线圈功能相同,可选择其中一种。所述的静磁场可以是永磁体产生的、也可以是电磁体和超导磁体产生的,目的是在目标成像体内产生均匀的、方向与聚焦超声方向垂直的静磁场。检测电极或检测线圈与微弱电磁信号检测模块连接,将接收到的电信号传送至微弱电磁信号检测模块。微弱电磁信号检测模块包括前置放大器、低通滤波器、高通滤波器和二级放大器。前置放大器、低通滤波器、高通滤波器、二级放大器和滤波器依次顺序连接,即前置放大器的输出端连接低通滤波器的输入端,低通滤波器的输出端连接高通滤波器的输入端,高通滤波器的输出端连接二级放大器的输入端,二级放大器的输出端连接滤波器的输入端,滤波器的输出端连接电参数重建模块。

[0011] 检测电极或检测线圈获取的电信号进入微弱电磁信号检测模块,经放大和处理,之后进入电参数重建模块,重建目标成像体。重建目标成像体重建方法具体如下:

[0012] 假设超声波传播方向为 $e_x$ 方向,准均匀静磁场方向为 $e_y$ 方向,在静磁场作用下,目标成像体内部正负离子分离,在 $e_z$ 方向产生的洛伦兹力使正负离子的运动方向相反,产生

的局部电流密度可以表示为:

$$[0013] \quad \vec{J} = \sigma v_x B_y \vec{e}_z \quad (1)$$

[0014] 其中,  $\sigma$  为电导率,  $v_x$  为沿  $\vec{e}_x$  方向的离子振动速度,  $B_y$  为沿  $\vec{e}_y$  方向的磁感应密度,  $\vec{e}_z$  为  $z$  方向的单位电流密度矢量。

[0015] 为了获取目标成像体内部的电流, 假设沿超声波的传播方向超声束的直径为  $W$ , 则目标成像体内部瞬时电流密度为:

$$[0016] \quad I_{tot} = \frac{1}{W} \iiint \vec{J} \cdot \vec{n} dx dy dz = \frac{1}{W} \iiint \sigma v_x B_y dx dy dz \quad (2)$$

[0017] 其中,  $\vec{J}$  为电流密度,  $\vec{n}$  为法向矢量,  $dx dy dz$  为三维坐标。

[0018] 目标成像体内可探测的平均电流大约为:

$$[0019] \quad I_{maes} = I_{tot} \cdot R_{in} / (R_{in} + R_{maes}) \quad (3)$$

[0020] 其中,  $I_{maes}$  为平均电流,  $I_{tot}$  为总电流,  $R_{in}$  是目标成像体内部产生的感应电流的传导内阻, 与目标成像体的电导率成反比,  $R_{maes}$  为目标成像体的被测区域的平均电阻, 洛伦兹力产生的电流与目标成像体的电导率成正比, 用公式表示为:  $I_{tot} = k_1 \sigma$ ,  $R_{in} = k_2 / \sigma$ , 其中,  $k_1$  为与电导率和总电流大小相关的系数,  $k_2$  为与电导率和传导内阻相关的系数。

[0021] 结合声压振速方程:

$$[0022] \quad I_{meas} = \frac{a}{W} \iiint_{x_1 \rightarrow x_2} \left\{ B_y \frac{\partial}{\partial x} \left[ \frac{\sigma(x)}{\rho(x)} \right] \int_{-\infty}^t p(\tau, x) d\tau \right\} dx dy dz \quad (4)$$

[0023] 其中,  $a$  为系数, 系数  $a = R_{in} / (R_{in} + R_{meas})$ ,  $p(\tau, x)$  为接收到的声压,  $\tau$  为时间坐标,  $x$  为空间坐标,  $\iiint_{x_1 \rightarrow x_2}$  为空间坐标  $x$  轴从  $x_1$  到  $x_2$  路径的积分表达式,  $x_1$  和  $x_2$  分别是超声波两个不同点的位置坐标。

[0024] 聚焦超声激励为点激励时, 方程 (4) 变为:

$$[0025] \quad I_{meas} = \frac{a}{W} \Delta x \cdot \frac{B_y}{\rho(x)} \frac{\Delta \sigma(x)}{\Delta x} \int_{-\infty}^t p(\tau, x) d\tau \quad (5)$$

[0026] 其中,  $\Delta x$  为点激励的焦深,  $\rho(x)$  为激励点处的密度,  $\Delta \sigma(x)$  为激励点处的电导率的变化。

[0027] 从公式 (5) 可以看出检测电极接收的电流与局部电导率成正比。

[0028] 进一步对方程 (5) 进行简化:

$$[0029] \quad I_{meas} = \xi \Delta \sigma(x) \quad (6)$$

[0030] 其中:

$$[0031] \quad \xi = \frac{a}{W} \cdot \frac{B_y}{\rho(x)} \int_{-\infty}^t p(\tau, x) d\tau \quad (7)$$

[0032] 其中  $\xi$  是与密度、超声束直径等有关的一个系数。

[0033] 最后, 利用接收的电流采用峰值检测方法重构电导率。

[0034] 所述的控制与同步模块包括具有外触发功能的信号发生器, 信号发生器通过发射同步信号控制脉冲激光激励源、微弱电磁信号检测模块、三维扫描平台、以及电参数重建模块, 实现整个系统的协调工作。

## 附图说明

[0035] 图1本发明装置结构示意图；

[0036] 图中：A01脉冲激光激励源，A02同步与控制，A03电参数重建模块，A04激光扩束系统，A05激光聚焦超声核心器件，A06微弱电磁信号检测模块，A07检测线圈，A08三维扫描平台，A09超声增强介质，A11磁体，A12目标成像体，A13检测电极，A14目标成像体支撑架，A15水槽；

[0037] 图2激光聚焦超声核心器件结构示意图；

[0038] 图中：B01气相沉积固体涂层，B02光学透镜，B03激光聚焦超声核心器件，B04导管1，B05聚二甲基硅氧烷 (PDMS) 涂层，B06液相涂层，B07导管2，B08光学透镜。

## 具体实施方式

[0039] 以下结合附图和具体实施方式进一步说明本发明。

[0040] 如图1所示，本发明激光聚焦超声激励的磁声电成像方法如下：

[0041] 首先从脉冲激光激励源A01射出的激光束经过激光扩束系统A04扩束，照射激光聚焦超声核心器件A05，产生聚焦超声。聚焦超声与磁体A11产生的静磁场作用到目标成像体A12，在目标成像体A12内产生局部电场源，利用检测电极A13或者检测线圈A07接收局部电场源的电信号，所接收的电信号经过微弱电磁信号检测模块A06处理后，进入电参数重建模块A03对目标成像体A12进行图像重建。

[0042] 应用本发明激光聚焦超声激励的磁声电成像方法的成像装置包括四部分：激光聚焦超声激励模块、耦合模块、检测与重建模块和控制与同步模块。激光聚焦超声激励模块分别连接检测与控制模块及控制与同步模块，激光聚焦超声激励模块通过耦合模块的耦合液与目标成像体建立耦合关系，控制与同步模块连接激光聚焦超声激励模块、检测与重建模块。所述的激光聚焦超声激励模块的目的是产生强脉冲、高频率、小焦斑的焦距可控的聚焦超声；耦合模块目的是实现聚焦超声、目标成像体A12和电磁激励的多物理场耦合。检测与重建模块实现微弱电信号的检测和对目标成像体的重建；控制与同步模块实现整个装置的同步和控制。

[0043] 所述的激光聚焦超声激励模块包括脉冲激光激励源A01、激光扩束系统A04和激光聚焦超声核心器件A05。所述的脉冲激光激励源A01发射出的激光信号首先通过激光扩束系统A04扩束，扩束后的激光束照射聚焦超声核心器件A05。聚焦超声核心部件A05则会产生聚焦超声。

[0044] 脉冲激光激励源A01不限于激光波长，可以是可见光或红外光，激光脉冲小于1us。激光器可以是Nd:YAG激光器。激光扩束系统A04扩束倍数可调，扩束倍数可以根据激光聚焦超声核心器件的尺寸调节倍数，一般情况下采用五到十倍的扩束便可以满足要求。

[0045] 激光聚焦超声核心器件A05有固体涂层和液体涂层两种可选的结构形式，固体涂层和液体涂层两种可选的结构形式分别使用。所述的固体涂层结构形式的激光聚焦超声核心器件A05由光学透镜B02和气相沉积固体涂层B01组成，光学透镜B02一般是平凹透镜，在光学透镜B02的凹面沉积有气相沉积涂层，气相沉积固体涂层B01一般是金属涂层。所述的液体涂层形式的激光聚焦超声核心器件A05由光学透镜、聚二甲基硅氧烷 (PDMS) 涂层B05、液相涂层B06、导管B04和导管B08组成，其中聚二甲基硅氧烷 (PDMS) 涂层B05为固体涂层，聚

二甲基硅氧烷涂层B05与光学透镜B08之间为液相涂层B06,液相涂层B06是通过导管B04和导管B07把液相涂层材料导入聚二甲基硅氧烷(PDMS)涂层B05与光学透镜B08之间而形成的,液相涂层材料为纳米碳液相材料。

[0046] 所述的耦合模块包括水槽A15、耦合液、磁体、目标成像体A12和目标成像体支架A14。耦合液位于水槽A15内,用于传输超声信号。目标成像体支撑架A14位于水槽A15内的耦合液中,目标成像体A12位于目标成像体支架A14上,目标成像体支架A14对目标成像体A12起支撑作用,耦合模块的功能是实现聚焦超声、目标成像体A12和电磁激励的多物理场耦合。所述的磁体可以是永磁体、电磁体和超导磁体,磁体位于目标成像体的两侧,磁体产生的磁场方向与超声波的方向垂直,同时磁体与耦合液不能直接接触,磁体位于水槽外。由激光聚焦超声核心器件A05所形成的具有一定焦距和可控焦斑的超声束通过耦合模块耦合到目标成像体A12,耦合方式可以是去离子水耦合、绝缘油耦合或水膜耦合方式。目标成像体A12与检测与重建模块中的检测电极A13直接接触,检测电极A13可以是铜电极,包括紫铜和黄铜电极,也可以是心电极,直接与目标成像体A12接触测量。目标成像体与检测线圈A07之间不接触,检测线圈A07为一对线圈,检测线圈A07与磁体A11最好保持同轴,为避免声-电相互干扰,检测线圈A07与目标成像体A12之间增加声隔离片,同时对水槽A15进行电磁屏蔽。所述的检测电极和检测线圈只用其中一种即可。

[0047] 所述的检测与重建模块包括检测线圈A07或检测电极A13、微弱电磁信号检测模块A02和电参数重建模块A03。首先,通过激光聚焦超声核心器件A05通过耦合模块作用到目标成像体A12上,在静磁场的作用下,目标成像体A12内产生电信号,检测电极A13或者检测线圈A07接收该电信号。所述的静磁场可以由永磁体产生的,也可以由电磁体产生的,接收的电信号通过导线连接微弱电磁信号检测模块A02,微弱电磁信号检测模块A02包括前置放大器、低通滤波器、高通滤波器以及二级放大器,连接顺序从先到后分别是前置放大器、低通滤波器、高通滤波器、二级放大器和滤波器,即前置放大器的输出端连接低通滤波器的输入端,低通滤波器的输出端连接高通滤波器的输入端,高通滤波器的输出端连接二级放大器的输入端,二级放大器的输出端连接滤波器的输入端,滤波器的输出端连接电参数重建模块。

[0048] 通过检测电极A13或检测线圈A07获取的信号进入微弱电磁信号检测模块A12之后,经放大和处理,之后进入电参数重建模块A03,通过算法重建目标成像体A12,具体如下:

[0049] 假设超声波传播方向为 $e_x$ 方向,准均匀静磁场方向为 $e_y$ 方向,在静磁场作用下,目标成像体内部正负离子分离,产生的洛伦兹力使 $e_z$ 方向的正负离子运动方向相反,产生的局部电流密度可以表示为:

$$[0050] \quad \vec{J} = \sigma v_x B_y \vec{e}_z \quad (1)$$

[0051] 其中 $\sigma$ 为电导率, $v_x$ 为沿 $\vec{e}_x$ 方向的离子振动速度, $B_y$ 为沿 $\vec{e}_y$ 方向的磁感应密度, $\vec{e}_z$ 为 $z$ 方向的单位电流密度矢量。

[0052] 为了获取检测电极A13接收的电流,假设沿超声波的传播方向上超声束的直径为 $W$ ,则电力密度为:

$$[0053] \quad I_{tot} = \frac{1}{W} \iiint \vec{J} \cdot \vec{n} dx dy dz = \frac{1}{W} \iiint \sigma v_x B_y dx dy dz \quad (2)$$

[0054] 其中  $\vec{j}$  为电流密度,  $\vec{n}$  为法向矢量,  $dx dy dz$  为三维坐标。

[0055] 目标成像体内可探测的平均电流大约为:

$$[0056] \quad I_{\text{meas}} = I_{\text{tot}} \cdot R_{\text{in}} / (R_{\text{in}} + R_{\text{meas}}) \quad (3)$$

[0057] 其中  $I_{\text{meas}}$  为平均电流,  $I_{\text{tot}}$  为总电流,  $R_{\text{in}}$  是目标成像体 A12 内部产生的感应电流的传导内阻, 与样品的电导率成反比,  $R_{\text{meas}}$  为目标成像体的被测区域的平均电阻, 而洛伦兹力产生的电流与目标成像体 A12 的电导率成正比, 用公式表示为:  $I_{\text{tot}} = k_1 \sigma$ ,  $R_{\text{in}} = k_2 / \sigma$ , 其中,  $k_1$  为与电导率和总电流大小相关的系数,  $k_2$  为与电导率和传导内阻相关的系数。

[0058] 结合声压振速方程:

$$[0059] \quad I_{\text{meas}} = \frac{a}{W} \iiint_{x_1 \rightarrow x_2} \left\{ B_y \frac{\partial}{\partial x} \left[ \frac{\sigma(x)}{\rho(x)} \right] \int_{-\infty}^t p(\tau, x) d\tau \right\} dx dy dz \quad (4)$$

[0060] 其中系数  $a = R_{\text{in}} / (R_{\text{in}} + R_{\text{meas}})$ ,  $p(\tau, x)$  为接收到的声压,  $\tau$  为时间坐标,  $x$  为空间坐标,  $\iiint_{x_1 \rightarrow x_2}$  空间坐标  $x$  轴从  $x_1$  到  $x_2$  路径的积分表达式,  $x_1$  和  $x_2$  分别是超声波两个不同点的位置坐标。

[0061] 聚焦超声激励为点激励时方程 (4) 变为:

$$[0062] \quad I_{\text{meas}} = \frac{a}{W} \Delta x \cdot \frac{B_y}{\rho(x)} \frac{\Delta \sigma(x)}{\Delta x} \int_{-\infty}^t p(\tau, x) d\tau \quad (5)$$

[0063]  $\Delta x$  为点激励的焦深,  $\rho(x)$  为激励点处的密度,  $\Delta \sigma(x)$  为激励点处的电导率的变化, 公式 (5) 可以看出检测电极 A13 接收的电流直接与局部电导率成正比, 进一步对方程 (5) 化简:

$$[0064] \quad I_{\text{meas}} = \xi \Delta \sigma(x) \quad (6)$$

[0065] 其中:

$$[0066] \quad \xi = \frac{a}{W} \cdot \frac{B_y}{\rho(x)} \int_{-\infty}^t p(\tau, x) d\tau \quad (7)$$

[0067] 其中  $\xi$  是与密度、超声束直径等有关的一个系数。

[0068] 最后, 利用接收的电流采用峰值检测方法重构电导率。

[0069] 所述的控制与同步模块主要包括同步与控制 A02, 同步与控制 A02 实际上可以看成是一个具有外触发功能的信号发生器, 同步与控制 A02 通过发射同相信号控制脉冲激光激励源 A01、微弱电磁信号检测模块 A06、三维扫描平台 A08、以及电参数重建模块 A03, 通过同步与控制实现整个系统的协调工作。

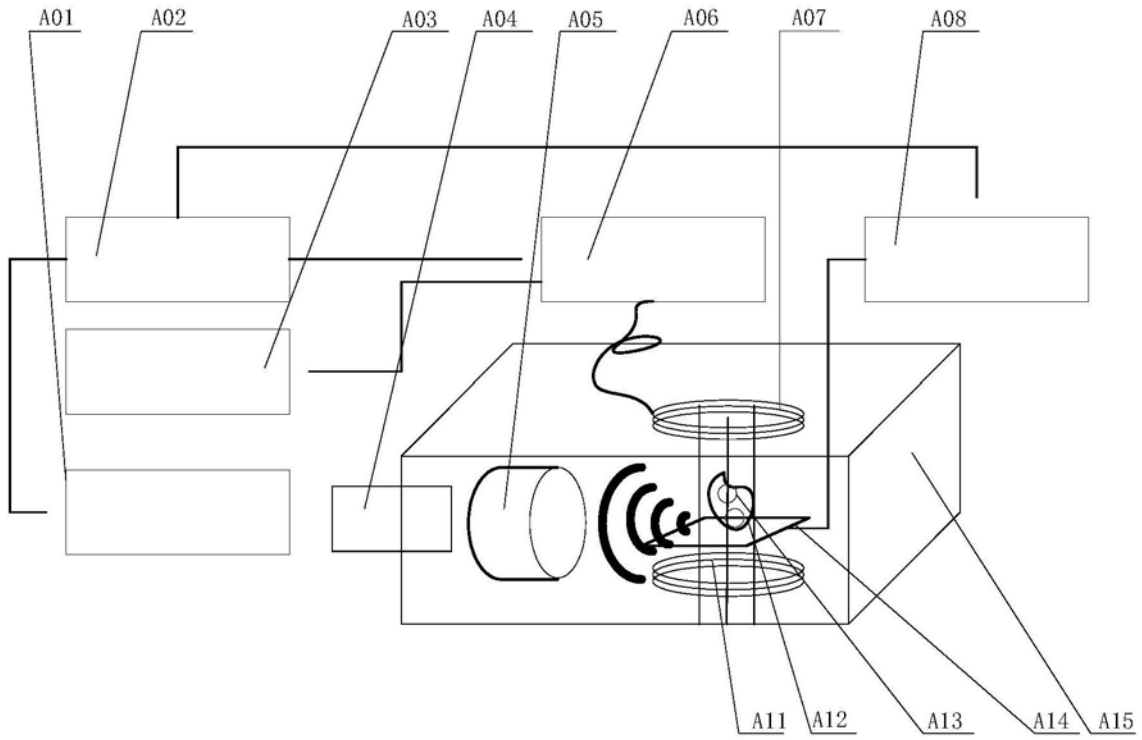


图1

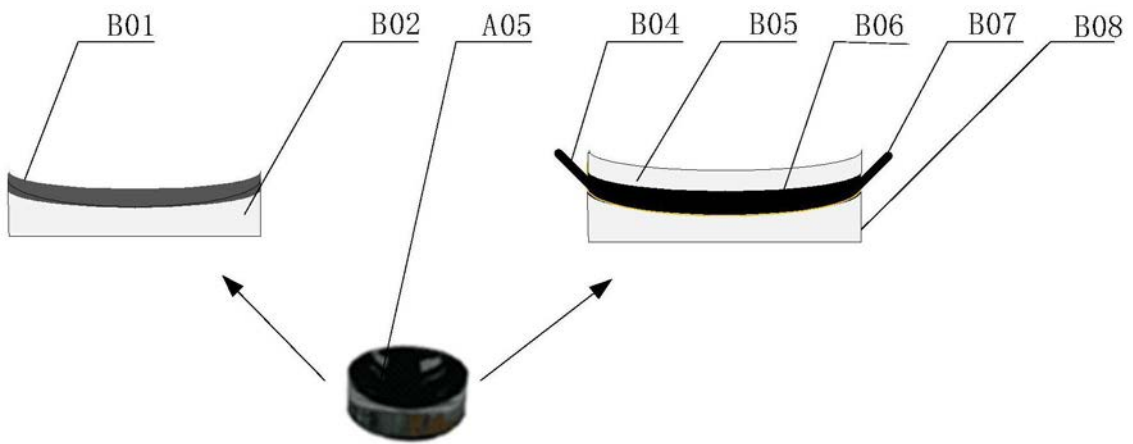


图2

专利名称(译)	一种激光聚焦超声激励的磁声电成像方法与装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN107495965B</a>	公开(公告)日	2020-06-30
申请号	CN2017110739469.0	申请日	2017-08-25
[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	夏慧 刘国强 夏正武 李艳红 李士强 李晓南		
发明人	夏慧 刘国强 夏正武 李艳红 李士强 李晓南		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/053 A61B5/00 A61B8/08		
代理人(译)	关玲		
其他公开文献	CN107495965A		
外部链接	<a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种激光聚焦超声激励的磁声电成像方法与装置，经过扩束的激光束照射碳纳米管光声增强介质，产生聚焦超声，聚焦超声和静磁场在生物成像体内相互作用产生局部电场源，利用接收线圈或电极检测电信号重建生物组织电导率图像。激光聚焦超声激励的磁声电成像装置包括：激光聚焦超声激励模块、耦合模块、检测与重建模块和控制与同步模块；激光聚焦超声激励模块产生强脉冲、高频率、小焦斑的焦距可控的聚焦超声；耦合模块实现聚焦超声、目标成像体和电磁激励的多物理场耦合。检测与重建模块实现微弱电信号的检测和对目标成像体的重建；控制与同步模块实现整个装置的同步和控制。

