



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106580249 A

(43)申请公布日 2017. 04. 26

(21)申请号 201610991573.4

(22)申请日 2016.11.08

(71)申请人 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 夏正武 李艳红 刘国强 夏慧
杨延菊

(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 5/00(2006.01)

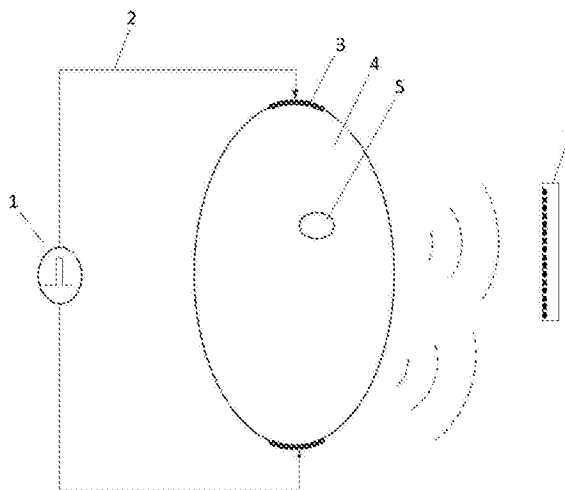
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54)发明名称

一种注入电流式热声成像方法

(57)摘要

一种注入电流式热声成像方法,通过电极向成像目标体注入电流,在成像目标体中产生焦耳热,引起热膨胀,产生超声信号,利用超声探头检测超声信号。根据检测的超声信号,重建声源和目标体的电导率分布。本发明可用于高分辨率的电阻抗成像,用于疾病的早期诊断。



1. 一种注入电流式热声成像方法,其特征在于,所述的注入电流式热声成像方法通过电极向成像目标体注入电流,在成像目标体中产生焦耳热,引起热膨胀,产生超声信号,根据检测的超声信号,重建声源分布和电导率分布。

2. 根据权利要求1所述的注入电流式热声成像方法,其特征在于,所述的超声信号由注入的电流产生,成像目标体的电导率分布 σ ,注入电流 I 在成像目标体中产生的电场强度 E ,

电流密度 $J = \sigma E$,产生的超声声压满足方程:
$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial(\sigma E^2)}{\partial t},$$

其中, p 为声压, c 为声速, β 为等压膨胀系数, C_p 为物体的比热容, t 为时间, ∇ 为拉普拉斯算子。

3. 根据权利要求1所述的注入电流式热声成像方法,其特征在于,所述的注入电流式热声成像方法步骤如下:

步骤1:通过电极向成像目标体注入电流,通过布置在目标体周边的超声探头接收产生的超声信号;

步骤2:利用接收的超声信号重建声源分布;

已知注入电流式热声成像的声压波动方程:

$$\nabla^2 p(r,t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(r,t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} Q(r') \frac{\partial(I(t))}{\partial t} \quad (1)$$

式中, $p(r,t)$ 是在时刻 t 和位置 r 的声压, c_s 是热声源在耦合剂与目标体中的传播声速, C_p 和 β 分别表示目标体的比热容和体积膨胀系数, $Q(r')$ 是 r' 位置的热声源分布;

对方程(1)利用时间反演法进行求解,得到热声源的重建公式:

$$Q(r') \approx \frac{C_p}{2\pi c_s^2 \beta} \oint_S dS \frac{\mathbf{n} \cdot \mathbf{e}_R}{R} \frac{\partial p(r', |r'-r|/c_s)}{\partial t} \quad (2)$$

式中, r 为超声换能器位置、 r' 为热声源位置、 S 为超声换能器的检测面, \mathbf{n} 为检测面上超声换能器位置 r 的单位矢量;

选取目标体的某一断面 $z = z_0$,断面 $z = z_0$ 上利用时间反演法对方程(1)求解,获取热声源 $Q(x, y, z_0)$;目标体上的热声源 $Q(x, y, z)$ 通过断层数据在 z 方向的插值得到,或者通过移动超声换能器分层计算得到;

步骤3:获取目标体标量电位空间分量;

热声源分布同时是电导率和电场强度的函数,因此热声源表示为:

$$Q = \sigma E^2 \quad (3)$$

式(3)中, Q 为热声源分布, σ 为目标体的电导率, E 为目标体内电场强度分布;

所述的注入电流式热声成像方法主要用于生物组织的成像,考虑到生物组织的电导率较低,电场强度的空间分布表示为:

$$\mathbf{E} = -\nabla \phi \quad (4)$$

式(4)中, ϕ 是标量电势, ∇ 是哈密顿算符;

根据电流连续性定理,有:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0 \quad (5)$$

对目标体进行空间离散,给出电导率的初值 $[\sigma]^0$,将 $[\sigma]^0$ 代入公式(5),利用线性有限元

方法求解得到标量电位的空间分量 $[\phi]^0$;

步骤4:最优化迭代重建成像目标体电导率;

由公式(3)和公式(4)得到:

$$\sigma = \frac{Q}{\mathbf{E} \cdot \mathbf{E}} = \frac{Q}{\nabla \phi \cdot \nabla \phi} \quad (6)$$

定义优化目标函数:

$$f(\sigma) = [Q - \sigma(\nabla \phi) \cdot (\nabla \phi)]^2 \quad (7)$$

将标量电位的空间分量 $[\phi]^0$ 代入优化目标函数中,通过最优化算法进行迭代,直到误差满足终止条件,所得的电导率即为最终目标体的电导率。

4. 根据权利要求1所述的注入电流式热声成像方法,其特征在于,所述的注入电流为脉冲电流,脉冲电流的频谱分布在100MHz以下。

一种注入电流式热声成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种热声成像方法,特别涉及一种医学注入电流式热声成像方法。

背景技术

[0002] 热声成像是目标体吸收能量,产生热膨胀而产生超声信号,利用超声进行对目标体结构进行重建。现有的热声成像根据激励源可分为光声成像、微波热声成像和磁热声成像等。光声成像是利用激光对目标体进行照射,目标体吸收能量而产生膨胀,进而产生超声信号,光声成像深度可到毫米级别。微波热声是利用微波代替激光,对目标体进行辐照。微波热声成像深度可到厘米级别。磁热声利用低频磁场(20MHz左右)激励目标体,在目标体内产生感应电场,产生焦耳热,进而产生热膨胀而产生超声信号。磁热声成像具有更深的成像深度,可达10厘米以上。

[0003] 对于生物组织成像,微波热声和磁热声的成像深度虽然能到厘米级别,但微波热声和激励源功率需要数十千瓦,磁热声的激励磁场由大脉冲功率源驱动线圈产生,大功率的激励源笨重、功耗大、体积大、成本高,不方便仪器的设计和使用时。

[0004] 医学中人体组织发生病变,其功能病变要早于形态病变,在形态结构尚未变化之前,病变组织的电特性已经发生变化。因此,通过对组织电特性的检测,可实现疾病的早期诊断和早期治疗。电阻抗成像是一种对人体内部组织电阻抗进行成像的技术,具有无损害、低成本等特点。三十多年来,已经发展了多种电阻抗成像技术。传统电阻抗成像包括注入式电阻抗成像、感应式电阻抗成像、磁感应成像等,但传统电阻抗成像的测量信息对物体内部的电导率反映灵敏度低,加之测量数据有限以及测量噪声的影响,重建电导率的逆问题存在严重的病态性,尽管可以利用各种数学技巧来处理逆问题,但难以从本质上解决算法的稳定性、收敛性等问题,因此成像分辨率低。近些年提出的核磁共振电阻抗成像和磁声成像。核磁共振电阻抗成像设备昂贵;磁声成像也需要大功率磁激励源,也存在激励源笨重、功耗大、体积大的问题。

发明内容

[0005] 为了克服上述现有方法的不足,本发明提出一种注入电流式热声成像方法。

[0006] 本发明采用电极注入电流作为激励。通过电极向成像目标体注入电流,在成像目标体中产生焦耳热,引起热膨胀,产生超声信号,根据检测的超声信号,重建导电物体的电导率分布。

[0007] 本发明的目标体产生的超声信号是由注入的电流产生,注入电流I为脉冲电流,脉冲电流的频谱在微波以下,主要分布在100MHz以内,采用较低的频率具有更深的成像深度。成像目标体的电导率分布 σ ,注入电流I在成像目标体中产生的电场强度E,电流密度 $J=\sigma E$,成像目标体中产生的热量主要是目标体电导率引起的电导损耗,即焦耳热,其单位体积的

功率密度为 σE^2 ,目标体中产生的超声声压满足方程:
$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial(\sigma E^2)}{\partial t},$$

[0008] 式中, p 为声压, c 为声速, β 为等压膨胀系数, C_p 为物体的比热容, t 为时间, ∇ 为拉普拉斯算子。

[0009] 本发明的成像方法步骤如下:

[0010] 步骤1: 通过电极向成像目标体注入电流, 通过布置在目标体周边的超声探头接收产生的超声信号;

[0011] 首先通过电极对目标体施加脉冲电流激励, 目标体内由于电流感应电场的作用产生焦耳热, 进而产生热声信号; 所产生的热声信号通过耦合剂传播到超声探头; 超声探头接收到超声信号后通过对超声信号处理、采集子系统进行前置放大、滤波、二级放大处理后, 进行存储;

[0012] 步骤2: 利用接收的超声信号, 重建声源分布;

[0013] 已知注入电流式热声成像的声压波动方程:

$$[0014] \quad \nabla^2 p(r, t) - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(r, t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} Q(r') \frac{\partial(I(t))}{\partial t} \quad (1)$$

[0015] 式中, $p(r, t)$ 是在时刻 t 和位置 r 的声压, c_s 是热声源在耦合剂与目标体中的传播声速, C_p 和 β 分别表示目标体的比热容和体积膨胀系数, $Q(r')$ 是 r' 位置的热声源分布;

[0016] 对方程 (1) 利用时间反演法进行求解, 得到热声源的重建公式:

$$[0017] \quad Q(r') \approx \frac{C_p}{2\pi c_s^3 \beta} \oint_S dS \frac{\mathbf{n} \cdot \mathbf{e}_R}{R} \frac{\partial p(r', |r' - r|/c_s)}{\partial t} \quad (2)$$

[0018] 式中, r 为超声换能器位置, r' 为热声源位置, S 为超声换能器的检测面, \mathbf{n} 为检测面上超声换能器位置 r 的单位矢量。

[0019] 选取目标体的某一断面 $z = z_0$, 断面 $z = z_0$ 上利用时间反演法对方程 (1) 求解, 获取热声源 $Q(x, y, z_0)$ 。目标体上的热声源 $Q(x, y, z)$ 通过断层数据在 z 方向的插值得到, 或者通过移动超声换能器分层计算得到;

[0020] 步骤3: 获取目标体标量电位空间分量

[0021] 热声源分布同时是电导率和电场强度的函数, 因此热声源表示为:

$$[0022] \quad Q = \sigma E^2 \quad (3)$$

[0023] 式 (3) 中, Q 为热声源分布, σ 为目标体的电导率, E 为目标体内电场强度分布;

[0024] 本发明所述的注入电流式热声成像方法主要用于生物组织的成像, 考虑到生物组织的电导率较低, 电场强度的空间分布表示为:

$$[0025] \quad E = -\nabla \phi \quad (4)$$

[0026] 式 (4) 中, ϕ 是标量电势, ∇ 是哈密顿算符;

[0027] 根据电流连续性定理, 有:

$$[0028] \quad \nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0 \quad (5)$$

[0029] 对目标体进行空间离散, 给出电导率的初值 $[\sigma]^0$, 将 $[\sigma]^0$ 代入公式 (5), 利用线性有限元方法求解得到标量电位的空间分量 $[\phi]^0$ 。

[0030] 步骤4: 最优化迭代重建成像目标体电导率

[0031] 由公式 (3) 和公式 (4) 得到:

$$[0032] \quad \sigma = \frac{Q}{E \cdot E} = \frac{Q}{\nabla \phi \cdot \nabla \phi} \quad (6)$$

[0033] 定义优化目标函数：

$$[0034] \quad f(\sigma) = [Q - \sigma(\nabla \phi) \cdot (\nabla \phi)]^2 \quad (7)$$

[0035] 将标量电位的空间分量 $[\phi]^0$ 代入优化目标函数中,通过最优化算法进行迭代,直到误差满足终止条件,所得的电导率即为最终目标体的电导率。

[0036] 本发明中,所述的激励是注入脉冲电流,检测的是超声信号,重建的是目标体的电阻率,是一种高分辨的电阻抗成像方法。

[0037] 可根据实际情况,选择注入电流的脉冲宽度和脉冲电流类型。对于浅层成像,对分辨率的要求较高时,采用较窄脉冲;对于较深目标体成像,由于超声的传播衰减,采用较宽脉冲;对于信噪比较低时,采用编码脉冲、脉冲压缩技术提高信噪比。

[0038] 本发明采用电极注入电流激励目标体产生超声信号,激励源的功率小、轻便、成本低、使用方便、灵活、可产生复杂波形,信噪比好、成像质量高。可实现低成本、高质量的高分辨率的电阻抗成像,可用于疾病的早期诊断。

附图说明

[0039] 图1本发明原理示意图;其中,1激励源,2导线,3注入电流的电极,4成像目标体,5成像目标体中的不同电导率物体,6超声探头阵列;

[0040] 图2本发明应用实例图;其中,7激励源,8注入电流的电极,9生物组织体,10耦合剂,11超声探头,12放大采集器,13成像计算机。

具体实施方式

[0041] 下面结合附图和具体实施方式对本发明做进一步说明。

[0042] 本发明原理如图1所示,激励源1通过电极3向目标体4注入电流作为激励,在目标体4中产生焦耳热,引起热膨胀,产生超声信号,利用超声探头阵列6检测超声信号,根据检测的超声信号重建声源和目标体电导率分布。

[0043] 激励源1通过电极3向目标体4注入电流 I 为脉冲电流,脉冲电流的频谱在微波以下,主要分布在100MHz以内,采用较低的频率将具有更深的成像深度,对于医学成像应用,根据生物组织的电阻抗特性,选择脉冲宽度为 $0.1\mu\text{s} \sim 10\mu\text{s}$,目标体4的电导率分布 σ ,注入电流 I 在目标体4中产生的电场强度 E ,电流密度 $J = \sigma E$,目标体3中产生的热量主要是目标体4的电导率引起的电导损耗,即焦耳热,其单位体积的功率密度为 σE^2 ,产生的超声声压满足

$$\text{方程: } \nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} \frac{\partial(\sigma E^2)}{\partial t}, \text{ 其中, } p \text{ 为声压, } c \text{ 为声速, } \beta \text{ 为等压膨胀系数, } C_p \text{ 为物体的}$$

比热容, t 为时间, ∇ 为拉普拉斯算子。

[0044] 利用注入电流式热声实现电阻抗成像步骤如下:

[0045] 步骤1:通过电极向成像目标体注入电流,通过布置在目标体周边的超声探头接收产生的超声信号;

[0046] 首先通过电极对目标体施加脉冲电流激励,目标体内由于电流感应电场的作用产生焦耳热,进而产生热声信号;所产生的热声信号通过耦合剂传播到超声探头;超声探头接收到超声信号后通过对超声信号处理、采集子系统进行前置放大、滤波、二级放大处理后,进行存储;

[0047] 步骤2:利用接收的超声信号,重建声源分布;

[0048] 已知注入电流式热声成像的声压波动方程:

$$[0049] \quad \nabla^2 p(r,t) - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p(r,t)}{\partial t^2} = -\frac{\beta}{C_p} Q(r') \frac{\partial(I(t))}{\partial t} \quad (1)$$

[0050] 其中 $p(r,t)$ 是在时刻 t 和位置 r 的声压, c_s 是热声源在耦合剂与目标体中的传播声速, C_p 和 β 分别表示目标体的比热容和体积膨胀系数, $Q(r')$ 是 r' 位置的热声源分布;

[0051] 对方程(1)利用时间反演法进行求解,得到热声源的重建公式:

$$[0052] \quad Q(r') \approx \frac{C_p}{2\pi c_s^3 \beta} \oint_S dS \frac{\mathbf{n} \cdot \mathbf{e}_R}{R} \frac{\partial p(r', |r'-r|/c_s)}{\partial t} \quad (2)$$

[0053] 其中 r 为超声换能器位置、 r' 为热声源位置、 S 为超声换能器的检测面和 \mathbf{n} 为检测面上超声换能器位置 r 的单位矢量。

[0054] 选取目标体的某一断面 $z=z_0$,断面 $z=z_0$ 上利用时间反演法对方程(1)求解,获取热声源 $Q(x,y,z_0)$ 。目标体上的热声源目标体上的热声源 $Q(x,y,z)$ 通过断层数据在 z 方向的插值得到,或者通过移动超声换能器分层计算得到;

[0055] 步骤3:获取目标体标量电位空间分量;

[0056] 热声源分布同时是电导率和电场强度的函数,因此热声源表示为:

$$[0057] \quad Q = \sigma E^2 \quad (3)$$

[0058] 其中, Q 为热声源分布, σ 为目标体的电导率, E 为目标体内电场强度分布;

[0059] 本发明所述的注入电流式热声成像方法主要用于生物组织的成像,考虑到生物组织的电导率较低,电场强度的空间分布表示为:

$$[0060] \quad E = -\nabla \phi \quad (4)$$

[0061] 其中 ϕ 是标量电势, ∇ 是哈密顿算符;

[0062] 根据电流连续性定理,有:

$$[0063] \quad \nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0 \quad (5)$$

[0064] 对目标体进行空间离散,给出电导率的初值 $[\sigma]^0$,将 $[\sigma]^0$ 代入公式(5),利用线性有限元方法求解得到标量电位的空间分量 $[\phi]^0$;

[0065] 步骤4:最优化迭代重建成像目标体电导率;

[0066] 由公式(2)和公式(3)得到:

$$[0067] \quad \sigma = \frac{Q}{\mathbf{E} \cdot \mathbf{E}} = \frac{Q}{\nabla \phi \cdot \nabla \phi} \quad (6)$$

[0068] 定义优化目标函数:

$$[0069] \quad f(\sigma) = [Q - \sigma (\nabla \phi) \cdot (\nabla \phi)]^2 \quad (7)$$

[0070] 将标量电位的空间分量 $[\phi]^0$ 代入优化目标函数中,通过最优化算法进行迭代,直到误差满足终止条件,所得的电导率即为最终目标体的电导率。

[0071] 可根据实际情况,对注入电流的脉冲宽度、脉冲电流类型进行选择。对于浅层成像,对分辨率的要求较高时,采用较窄脉冲;对于较深目标体成像,由于超声的传播衰减,采用较宽脉冲;对于信噪比较低时,采用编码脉冲、脉冲压缩技术提高信噪比。

[0072] 电极2可根据目标体3的结构、外形、电阻率进行选择,选用接触面较大的电极,减小接触电阻,同时使得电流在目标体3的分布较为均匀。

[0073] 如图2所示,在医学中,人体组织发生病变,其功能病变要早于形态病变,在形态结构尚未变化之前,病变组织的电特性已经发生变化。因此,通过对组织电特性的检测,可实现疾病的早期诊断和早期治疗,实现“治未病”的目的。利用注入电流式热声成像疾病诊断的应用实例如图2所示,激励源7的输出电压范围为0-1000V,输出电流范围为0-10A,调节输出电压和输出电流大小,激励电流脉冲宽度为 $0.5\mu\text{s}$,电极8贴在生物组织体9的表面,激励源7通过电极8向生物组织体9注入电流作为激励,在生物组织体9中产生焦耳热,引起热膨胀,产生超声信号,将中心频率为1MHz超声相控阵探头11通过耦合剂10与生物组织体9接触,利用超声探头11检测超声信号,超声信号经过放大采集器12进行信号放大和采集,放大采集器12的放大倍数为60dB,采集速率为50Msps,将采集的数据通过以太网传输到计算机13,根据检测的超声信号进行超声成像以及重建电阻抗图像,在计算机13中显示成像结果,根据超声图像和电阻抗图像进行疾病诊断。

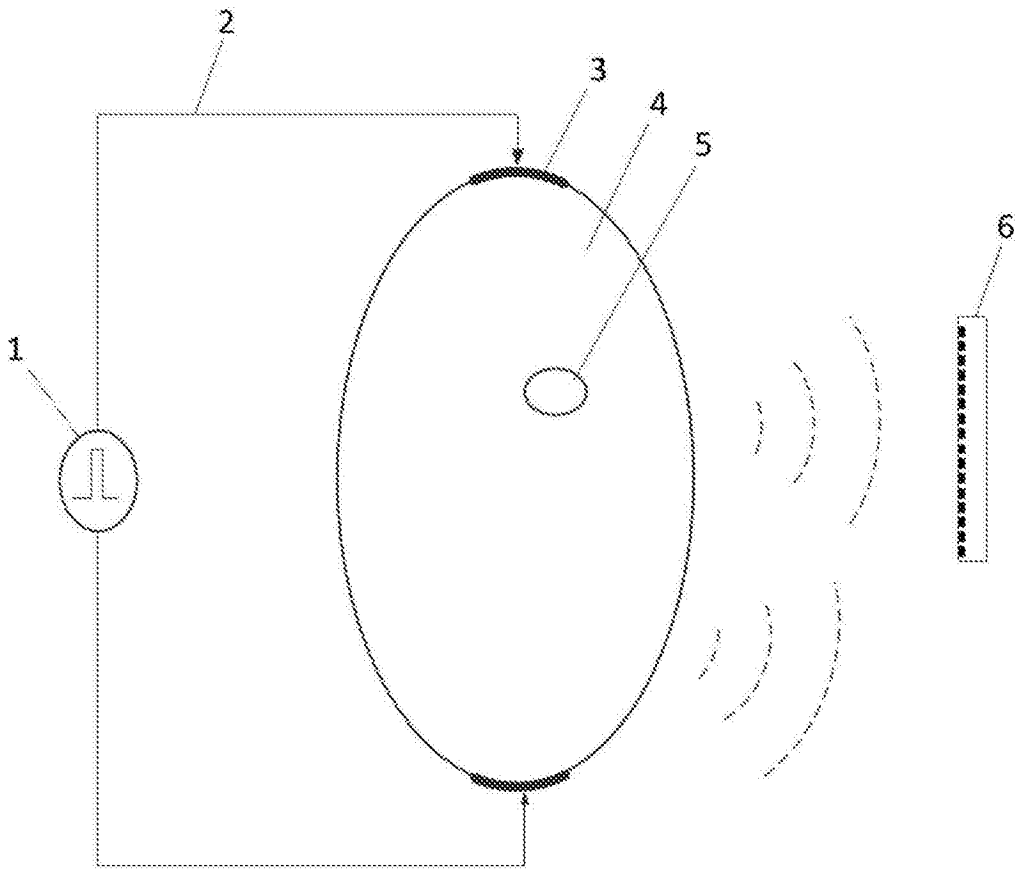


图1

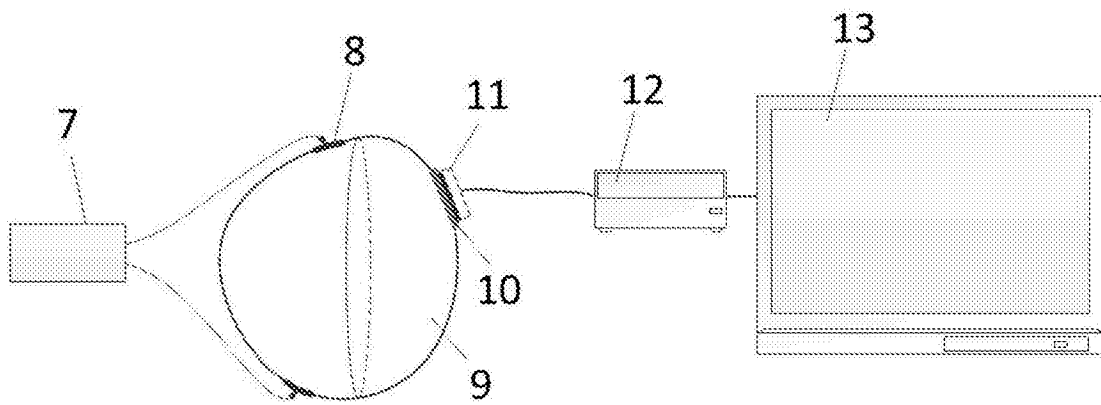


图2

专利名称(译)	一种注入电流式热声成像方法		
公开(公告)号	CN106580249A	公开(公告)日	2017-04-26
申请号	CN201610991573.4	申请日	2016-11-08
[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	夏正武 李艳红 刘国强 夏慧 杨延菊		
发明人	夏正武 李艳红 刘国强 夏慧 杨延菊		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0093		
代理人(译)	关玲		
其他公开文献	CN106580249B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种注入电流式热声成像方法，通过电极向成像目标体注入电流，在成像目标体中产生焦耳热，引起热膨胀，产生超声信号，利用超声探头检测超声信号。根据检测的超声信号，重建声源和目标体的电导率分布。本发明可用于高分辨率的电阻抗成像，用于疾病的早期诊断。

