



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104644219 B

(45)授权公告日 2017.02.22

(21)申请号 201510084606.2

(22)申请日 2015.02.16

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104644219 A

(43)申请公布日 2015.05.27

(73)专利权人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路92号

(72)发明人 许燕斌 宋西姊 董峰

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代
理事务所 12201

代理人 程毓英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

(56)对比文件

US 2014031684 A1,2014.01.30,全文.

EP 0706036 A2,1996.04.10,全文.

EP 0589648 A1,1994.03.30,全文.

CN 102860825 A,2013.01.09,全文.

CN 103156605 A,2013.06.19,全文.

Hao Zhang et al.《Acousto-electric tomography》.《Proceedings of SPIE》.2004,第5320卷第145-149页.

张宁 等.《基于声电效应的生物电流源定位》.《高电压技术》.2014,第40卷(第12期),第3768-3772页.

审查员 胡新芬

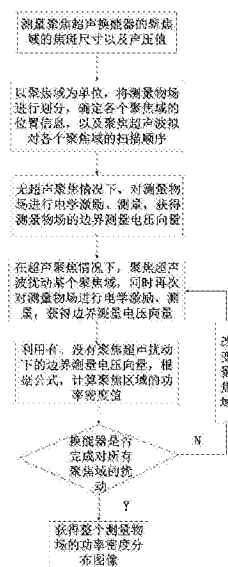
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

基于声电效应的功率密度成像方法

(57)摘要

本发明提供一种基于声电效应的功率密度成像方法,该方法将离散的电极阵列均匀或非均匀地固定在被测生物组织的外侧,电极阵列所包围的区域为测量物场,聚焦超声换能器垂直于测量物场,调节其位置,使聚焦超声换能器的焦斑位于测量物场上,焦斑在测量物场上所覆盖的区域称为聚焦域。聚焦超声换能器所发射的聚焦超声波对聚焦域处生物组织的电导率产生扰动,利用电极阵列测量的边界测量电压向量,根据功率密度计算公式,计算聚焦域处的功率密度值,当聚焦超声换能器完成对各个聚焦域的扰动后,利用各个聚焦域处的功率密度值,结合各个聚焦域的位置信息,获得测量物场的功率密度分布图。本发明可以提高测量物场介质分布空间分辨率。



1. 一种基于声电效应的功率密度成像方法,该方法将离散的电极阵列均匀或非均匀地固定在被测生物组织的外侧,电极阵列所包围的区域为测量物场,聚焦超声换能器垂直于测量物场,调节其位置,使聚焦超声换能器的焦斑位于测量物场上,焦斑在测量物场上所覆盖的区域称为聚焦域;聚焦超声换能器所发射的聚焦超声波对聚焦域处生物组织的电导率产生扰动,利用电极阵列测量的边界测量电压向量,根据功率密度计算公式,计算聚焦域处的功率密度值,当聚焦超声换能器完成对各个聚焦域的扰动后,利用各个聚焦域处的功率密度值,结合各个聚焦域的位置信息,获得测量物场的功率密度分布图,包括下列的步骤:

1) 测量聚焦超声换能器的焦斑尺寸以及声压值P

使传声器对准聚焦超声换能器,并使传声器的感应单元处于聚焦超声换能器的焦斑处,测量得到焦斑处的声压值P,调节传声器的位置,测量聚焦超声换能器的焦斑尺寸;

2) 将测量物场划分为I个聚焦域,确定各个聚焦域的位置信息,以及聚焦超声波拟对各个聚焦域的扫描顺序

根据测量物场尺寸以及步骤1)中测量得到的焦斑尺寸,将测量物场划分为I个聚焦域,划分原则为:聚焦超声换能器可以完成对整个测量物场的扫描,并且各聚焦域不重叠;记录各个聚焦域的二维位置信息,即每个聚焦域的坐标(x,y),并确定聚焦超声波拟对各个聚焦域的扫描顺序,从1至I;

3) 在无超声聚焦情况下,对测量物场进行电学激励和测量,获得边界测量电压向量 $\Phi(x,y)$

通过在激励电极上施加电流激励或者电压激励,实现对测量物场施加电学激励,采集相对电流激励,相邻电压测量且激励电极不测量的测量模式下的各个测量电极上的边界电压,构成边界测量电压向量 $\Phi(x,y)$,完成一次激励测量过程;

4) 在超声聚焦情况下,聚焦超声波扰动每个聚焦域i,同时再次对测量物场进行电学激励、测量,获得边界测量电压向量 $\Phi_i(x,y)$

将聚焦超声换能器垂直于测量物场,对每个聚焦域i, $1 \leq i \leq I$,在聚焦超声波扰动的同时,均完成一次步骤3)中电极阵列的激励测量过程,获得聚焦超声波扰动该聚焦域时测量物场的边界测量电压向量 $\Phi_i(x,y)$;

5) 定义功率密度为电导率与电场强度平方的乘积,利用步骤3)和步骤4)分别测量得到的边界电压信号 $\Phi(x,y)$ 和 $\Phi_i(x,y)$,通过如下公式计算每个聚焦域i位置的功率密度值,记为 $S_i(x,y)$:

$$S_i(x,y) = -1 \iint_{\Omega} [kP]^{-1} \int_{\partial\Omega} (\phi_i(x,y) - \phi(x,y)) j(x,y) dx$$

其中, $k=10^{-9}$ 为介质的声电效应系数; $j(x,y)$ 为步骤3)中施加在激励电极上的外法向电流密度,即为激励电流与激励电极面积的比值; Ω 为测量物场; $\partial\Omega$ 为测量物场外边界;

6) 获得整个测量物场的功率密度分布图像 $S(x,y)$

由各个聚焦域位置的功率密度值,结合步骤2)中的各个聚焦域的位置信息,得到整个测量物场的功率密度分布图像 $S(x,y)$ 。

基于声电效应的功率密度成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于成像技术领域,涉及多物理场混合成像技术,具体是一种基于声电效应的功率密度成像方法。

背景技术

[0002] 人体各个组织(器官)具有不同的电学特性,而且一些病理现象和生理活动均会引起人体组织电学特性的变化,因此生物组织携带着丰富的生理和病理信息。通过一定的技术手段,重建生物组织的电学特性或者介质分布图像,进而分析和研究生物体的生理和病理状况,在临床上具有很高的实用价值。

[0003] 电阻抗层析成像技术(Electrical Impedance Tomography,EIT)是基于电特性敏感机理的层析成像技术,其通过电学手段,判断出敏感场内物体的电特性分布,进而获得该场内介质的分布图像。在成像过程中,使用人体能接受的微小安全电流,而不使用核素或摄像,对人体无电离或者辐射作用;另外,其结构简单、测量方便,价格低廉,适合应用于医疗普查和对患者进行长期的医学图像监护,是非常有应用和研究价值的技术手段。近几十年学者对EIT进行广泛研究,其在理论、硬件、软件、算法等方面都取得很大进步。

[0004] 但由于EIT介质分布图像重建的逆问题具有严重不适定性,导致重建图像空间分辨率和精度都很低,限制其应用和发展。研究新的方法获得更多的有效信息是解决EIT低空间分辨率、低精度的根本方法。

[0005] 在生物电阻抗成像领域,研究者们在完善实验设计和改进重建算法的同时,尝试从物理场耦合的角度将电阻抗成像与其他成像技术相结合以增加成像的有效信息,从而提高图像的空间分辨率。

[0006] 声电效应是指,聚焦的超声波在介质传播中引起压力变化,造成了局部区域(聚焦区域)周期的机械压缩和松弛(由超声波的频率决定),引起局部区域的微小弹性形变,从而导致局部电导率变化。

[0007] 基于声电效应的成像方法将电学和超声成像相结合,提高被测物场电学参数分布的空间分辨率。2004年H Zhang和L V Wang(Acousto-electric tomography,H Zhang and L V Wang,《Proceedings of SPIE》,2004,5320:145-149)在光学领域的会议上发表了声电成像方法,该方法利用聚焦超声的定位功能和不同介质的声电调制信号不同,根据超声波束的位置和声电信号的强弱直接重建出电导率空间分布。2013年中国专利(CN 103156604A)也公开超声协同的生物组织电阻抗成像方法。

[0008] 美国的Ragnar Olafsson等人提出基于声电效应的电流密度成像,基于声电效应利用声电信号重建被测物场内部电流源分布信息(Ultrasound Current Source Density Imaging,Ragnar Olafsson,Russell S.Witte,Sheng-Wen Huang and Matthew O'Donnell,IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING,2008,55(7):1840-1848)(Measurement of a 2D electric dipole field using the acousto-electric effect,Ragnar Olafsson,Russell S.Witte and Matthew O'Donnell,Proc.SPIE 6513,Medical

Imaging 2007:Ultrasonic Imaging and Signal Processing,65130S (March 12,2007); doi:10.1117/12.712448, San Diego, CA | February 17, 2007)。2013年中国专利 (CN 103156605A) 也公开了一种基于声电效应的生物组织电流密度成像。

[0009] 2008年法国研究者Ammari等人 (Electrical impedance tomography by elastic deformation, H Ammari, E Bonnetier, Y Capdeboscq, M Tanter and M Fink, SIAM Journal on Applied Mathematics, 2008, 68:1557-1573) 从数学理论上由经过超声调制的电阻抗层析成像边界测量值推导获得局部功率密度, 并将该信息作为中间量重建出被测物场的电导率分布。该研究工作涉及到功率密度, 但是由于功率密度计算公式是基于小体积内含物扩展方法推导得到, 功率密度的计算公式只适用于测量物场的内部区域, 在实际使用过程中存在局限性。并且, 该工作是在纯数学理论上, 基于连续电极模型实现功率密度的计算, 而实际测量系统只能用离散电极模型。Ammari等人在2012年的研究工作中 (Resolution and stability analysis in acousto-electric imaging, H Ammari, J Garnier and W Jing, Inverse Problem, 2012, 28, 084005), 使用近似的功率密度计算公式, 虽然将功率密度的适用范围扩展到整个测量物场, 但是影响功率密度的计算精度。

[0010] 上述的已有的涉及功率密度的工作只是把功率密度作为电导率重建的中间变量, 并没有将功率密度作为独立的成像方法研究; 所提出的精确的功率密度的计算公式只适用于测量物场的内部区域, 在实际使用过程中存在局限性, 而近似后的功率密度计算公式虽然适用于整个测量物场, 但是影响计算精度; 现有的功率密度的计算都是纯理论上并且基于连续电极模型, 而实际测量系统只能用离散电极模型。

发明内容

[0011] 本发明的目的是针对上述现有技术存在的不足, 提出一种基于声电效应的功率密度成像方法, 该方法在离散电极模型基础上, 将功率密度成像作为一种独立的成像手段, 在电学基础上耦合超声, 通过聚焦超声波对聚焦域介质的扰动, 获得测量物场的功率密度信息, 形成功率密度分布图像, 从而达到提高测量物场介质分布空间分辨率的目的。为实现上述目的, 本发明采用的技术方案是提供一种基于声电效应的功率密度成像方法。包括下列步骤:

[0012] 一种基于声电效应的功率密度成像方法, 该方法将离散的电极阵列均匀或非均匀地固定在被测生物组织的外侧, 电极阵列所包围的区域为测量物场, 聚焦超声换能器垂直于测量物场, 调节其位置, 使聚焦超声换能器的焦斑位于测量物场上, 焦斑在测量物场上所覆盖的区域称为聚焦域。聚焦超声换能器所发射的聚焦超声波对聚焦域处生物组织的电导率产生扰动, 利用电极阵列测量的边界测量电压向量, 根据功率密度计算公式, 计算聚焦域处的功率密度值, 当聚焦超声换能器完成对各个聚焦域的扰动后, 利用各个聚焦域处的功率密度值, 结合各个聚焦域的位置信息, 获得测量物场的功率密度分布图, 包括下列的步骤:

[0013] 1) 测量聚焦超声换能器的焦斑尺寸以及声压值P

[0014] 使传声器对准聚焦超声换能器, 并使传声器的感应单元处于聚焦超声换能器的焦斑处, 测量得到焦斑处的声压值P, 调节传声器的位置, 测量聚焦超声换能器的焦斑尺寸;

[0015] 2) 将测量物场划分为I个聚焦域, 确定各个聚焦域的位置信息, 以及聚焦超声波拟

对各个聚焦域的扫描顺序

[0016] 根据测量物场尺寸以及步骤1)中测量得到的焦斑尺寸,将测量物场划分为I个聚焦域,划分原则为:聚焦超声换能器可以完成对整个测量物场的扫描,并且各聚焦域不重叠。记录各个聚焦域的二维位置信息,即每个聚焦域的坐标 (x, y) ,并确定聚焦超声波拟对各个聚焦域的扫描顺序,从1至I;

[0017] 3)在无超声聚焦情况下,对测量物场进行电学激励和测量,获得边界测量电压向量 $\Phi(x, y)$

[0018] 通过在激励电极上施加电流激励或者电压激励,实现对测量物场施加电学激励,采集相对电流激励,相邻电压测量且激励电极不测量的测量模式下的各个测量电极上的边界电压,构成边界测量电压向量 $\Phi(x, y)$,完成一次激励测量过程;

[0019] 4)在超声聚焦情况下,聚焦超声波扰动每个聚焦域i,同时再次对测量物场进行电学激励、测量,获得边界测量电压向量 $\Phi_i(x, y)$

[0020] 将聚焦超声换能器垂直于测量物场,对每个聚焦域i ($1 \leq i \leq I$),在聚焦超声波扰动的同时,均完成一次步骤3)中电极阵列的激励测量过程,获得聚焦超声波扰动该聚焦域时测量物场的边界测量电压向量 $\Phi_i(x, y)$;

[0021] 5)定义功率密度为电导率与电场强度平方的乘积,利用步骤3)和步骤4)分别测量得到的边界电压信号 $\Phi(x, y)$ 和 $\Phi_i(x, y)$,通过如下公式计算每个聚焦域i位置的功率密度值,记为 $S_i(x, y)$:

$$[0022] \quad S_i(x, y) = -1 \iint_{\partial\Omega} [kP]^{-1} (\phi_i(x, y) - \phi(x, y)) j(x, y) dx$$

[0023] 其中, $k=10^{-9}$ 为介质的声电效应系数; $j(x, y)$ 为步骤3)中施加在激励电极上的外法向电流密度,即为激励电流与激励电极面积的比值; Ω 为测量物场; $\partial\Omega$ 为测量物场外边界;

[0024] 6)获得整个测量物场的功率密度分布图像 $S(x, y)$

[0025] 由各个聚焦域位置的功率密度值,结合步骤1)中的各个聚焦域的位置信息,得到整个测量物场的功率密度分布图像 $S(x, y)$ 。

[0026] 本发明由于采取以上技术方案,其具有以下优点:

[0027] (1)与传统的电阻抗层析成像技术相比,本发明在电学基础上耦合超声,基于声电效应原理,通过聚焦超声波对整个测量物场介质分布的扰动,获得测量物场的功率密度信息,形成功率密度图像,从而达到提高测量物场介质分布空间分辨率的目的。

[0028] (2)本发明提出新的功率密度计算公式,该公式相较于已有的功率密度计算公式而言,即克服已有计算公式在实际使用过程中的局限性,又保证计算精度。

[0029] (3)本发明的功率密度成像的优点之一是不用进行逆问题求解,直接重建,避免了传统电学成像逆问题重建会遇到的很多问题,比如不稳定,欠定性等。

[0030] (4)本发明采用离散电极模型,相比于连续电极模型,此种形式的电极在实际测量系统中更易于实现,后续的硬件电路和软件设计也更为简单。

[0031] (5)功率密度成像高度依赖于电导率分布,它能反映人体生物组织的生理和病理状况,为生物医学测量提供了一种新的高分辨率的测量手段。

附图说明

[0032] 以下附图描述了本发明所选择的实施例,均为示例性附图而非穷举或限制性,其中:

[0033] 图1为本发明的原理示意图;

[0034] 图2为本发明的操作流程图中;

[0035] 图3为本发明的测量物场外离散电极阵列的激励测量示意图;

[0036] 图4为本发明的聚焦超声波对聚焦域介质电导率扰动的示意图;

[0037] 图5(a)为本发明仿真实例设置的几何模型图;

[0038] 图5(b)为本发明仿真实例对应模型图5(a)在1-9电极激励边界条件下的功率密度图像;

[0039] 图5(c)为本发明仿真实例对应模型图5(a)在5-13电极激励边界条件下的功率密度图像;

具体实施方式

[0040] 下面结合附图和实施例对本发明的进行详细的描述。(这句话是不是需要删掉呢)

[0041] 下面结合附图及实施例对本发明的基于声电效应的功率密度成像方法加以说明,旨在作为本发明的实施例描述,并非是可被制造或利用的唯一形式,对其他可实现相同功能的实施例也应包括在本发明的范围内。

[0042] 本发明基于声电效应的功率密度成像方法主要由四部分构成,如图1所示:(1)获取测量物场信息的离散电极阵列。离散电极阵列固定在生物组织外侧,电极阵列所包围的区域即为测量物场。离散电极阵列用来对测量物场施加电学激励,以及检测对应的测量物场边界电压信号。(2)聚焦超声波发生装置。聚焦超声换能器垂直于测量物场,在聚焦超声换能器驱动装置驱动下产生聚焦超声波。聚焦超声换能器的焦斑位于测量物场上,焦斑在测量物场上所覆盖的区域成为聚焦域。(3)数据采集与处理单元。它的任务是快速实时地采集离散电极阵列输出的反映测量物场介质分布状态的边界测量电压信号,完成相应的解调、滤波处理,以获得直接反映物场变化的信息。(4)图像重建单元。它的任务是运用功率密度计算公式,根据边界测量电压信号,获得被测物场的二维图像,使人们直接在显示器上看到被测物场的功率密度图像。基于声电效应的功率密度成像方法的操作流程如图2所示,大概可以分为以下几个步骤:

[0043] (1) 测量聚焦超声换能器的聚焦域的焦斑尺寸以及声压值P。

[0044] 使传声器对准换能器,并使传声器的感应单元处于换能器的焦点处,测量得到聚焦点的声压值P。调节传声器的位置,测量换能器的聚焦域的焦斑尺寸。

[0045] (2) 将测量物场划分为I个聚焦域,确定各个聚焦域的位置信息,以及聚焦超声波拟对各个聚焦域的扫描顺序。

[0046] 根据测量物场以及聚焦域的焦斑的尺寸,将测量物场划分为I个聚焦域,划分原则为:聚焦超声换能器可以完成对整个测量物场的扫描,并且各聚焦域不重叠。记录各个聚焦域的位置信息,并确定聚焦超声波拟对各个聚焦域的扫描顺序,从1至I。

[0047] (3) 在无超声聚焦扰动下,对测量物场进行电学激励、测量,获得边界测量电压向

量 $\phi(x, y) = u(x, y)|_{\partial\Omega}$ 。

[0048] 离散电极阵列均匀或者非均匀地固定在测量物场外侧,用来对测量物场施加电学激励,以及检测对应的测量物场边界电压信号。对离散电极施加电流激励,并获得对应测量物场内部介质分布信息的边界电压信号,其数学模型为:

$$[0049] \quad \begin{cases} \nabla \cdot (\sigma(x, y) \nabla u(x, y)) = 0 & \text{in } \Omega \\ \sigma(x, y) \frac{\partial u(x, y)}{\partial n} = j(x, y) & \text{on } \partial\Omega \end{cases}$$

[0050] 其中, Ω 测量物场, $\partial\Omega$ 测量物场外边界, $\sigma(x, y)$ 、 $u(x, y)$ 分别为物场内电导率、电势分布, n 为边界外法向量, $j(x, y)$ 为激励电极外法向电流密度。

[0051] 电极形状可以是圆形或者方形,但不局限于这些形状。以圆形测量物场、16个均匀分布的矩形测量电极为例,二维物场的电流激励、电压测量过程如图3所示,以1-9电极激励为例,对编号为1的电极施加电流激励,编号为9的电极作为接地电极,测量并计算其他相邻电极上的电势值差作为没有聚焦超声波扰动情况下的边界电压数据 $\phi(x, y)$, 所以 $\phi(x, y)$ 是 1×12 维的向量。

[0052] (4) 在超声聚焦情况下,聚焦超声波扰动第 i 个聚焦域,同时再次对测量物场进行电学激励、测量,获得边界测量电压向量 $\phi_i(x, y)$ 。

[0053] 聚焦超声换能器垂直于测量物场的二维成像截面,聚焦超声波扰动第 i 个聚焦域, $1 \leq i \leq I$ 。根据声电效应原理,聚焦超声波对第 i 个聚焦域的电导率产生扰动,并满足

$$[0054] \quad \delta\sigma(x, y) = k \cdot P \cdot \sigma(x, y)$$

[0055] 其中, $\delta\sigma(x, y)$ 为聚焦超声波作用导致的电导率变化量, $\sigma(x, y)$ 为物场内介质初始电导率分布, P 为步骤 (1) 中测量得到的声压值, $k = 10^{-9}$ 为介质的声电效应系数。图4为聚焦超声波对聚焦域介质电导率扰动的示意图。

[0056] 当聚焦超声波聚焦扰动第 i 个聚焦域的同时,再次完成步骤 (3) 中电极阵列的激励测量过程,获得聚焦超声波扰动该聚焦域时测量物场的边界测量电压向量 $\phi_i(x, y)$, 其数学模型为:

$$[0057] \quad \begin{cases} \nabla \cdot (\sigma_i(x, y) \nabla u_i(x, y)) = 0 & \text{in } \Omega \\ \sigma_i(x, y) \frac{\partial u_i(x, y)}{\partial n} = j(x, y) & \text{on } \partial\Omega \end{cases}$$

[0058] 其中, $\sigma_i(x, y) = \sigma(x, y) + \delta\sigma(x, y)$ 为聚焦超声波扰动第 i 个聚焦域后的电导率分布, $u_i(x, y)$ 为聚焦超声波扰动物场第 i 个聚焦域后的电势分布。

[0059] (5) 利用步骤 (3) 和步骤 (4) 中分别测量得到的物场边界电压向量 $\phi(x, y)$ 和 $\phi_i(x, y)$, 通过如下公式计算第 i 个聚焦域功率密度值,

$$[0060] \quad S_i(x, y) = -I \iint_{\Omega} [kP]^{-1} \int_{\partial\Omega} (\phi_i(x, y) - \phi(x, y)) j(x, y) dx$$

[0061] $S_i(x, y)$ 即为测量物场第 i 个聚焦域的功率密度值。

[0062] (6) 判断换能器是否完成对所有聚焦域的扰动,并获得对应聚焦域位置的功率密度值。如果完成,则实施步骤 (7); 如果没有完成,则改变聚焦超声波扰动的聚焦域位置,令 $i = i + 1$, 并跳转至步骤 (4)。

[0063] 根据步骤 (2) 中确定的聚焦超声波拟在测量物场内扫描产生的聚焦域信息,判断换能器是否完成对所有聚焦域的聚焦扰动,并获得对应聚焦域位置的功率密度值。如果完

成,则实施步骤(7);如果没有完成,则改变聚焦超声波扰动的聚焦域位置,即令 $i=i+1$,并跳转至步骤(4)。

[0064] (7) 获得整个测量物场的功率密度分布图像 $S(x, y)$ 。

[0065] 由各个聚焦域位置的功率密度值,结合步骤(1)中的各个聚焦域的位置信息,得到整个测量物场的功率密度分布图像 $S(x, y)$ 。图5(a)为仿真设置的几何模型,背景电导率为 0.5s/m ,介质电导率为 2s/m 。图5(b)所示为该模型在1-9电极激励边界条件下的功率密度图像。

[0066] (8) 改变激励电极,得到不同电极激励下的功率密度图像。

[0067] 改变步骤(3)中的激励电极,设置为5-13电极激励,即对编号为5的电极施加电流激励,编号为13的电极接地,然后重复步骤(3)、(4)、(5)、(6)、(7),获得5-13电极激励边界条件下的功率密度图,如图5(c)所示。

[0068] 功率密度计算公式的推导:

[0069] 当没有聚焦超声波扰动时,对于测量物场 Ω ,在电学激励下,场域内电导率分布 $\sigma(x, y)$ 和电势分布 $u(x, y)$ 满足如下拉普拉斯方程:

$$[0070] \quad \begin{cases} \nabla \cdot (\sigma(x, y) \nabla u(x, y)) = 0 & \text{in } \Omega \\ \sigma(x, y) \frac{\partial u(x, y)}{\partial n} = j(x, y) & \text{on } \partial \Omega \end{cases} \quad (1)$$

[0071] 即没有聚焦超声波扰动下,边界测量电压为 $\phi(x, y) = u(x, y)|_{\partial \Omega}$ 。

[0072] 当聚焦超声波聚焦扰动测量物场 ω 区域时,根据声电效应原理,聚焦域处电导率发生变化,满足

$$[0073] \quad \delta \sigma(x, y) = k \cdot P \cdot \sigma(x, y) \quad (2)$$

[0074] 即扰动后的电导率为 $\sigma_{\omega}(x, y) = \sigma(x, y) + \delta \sigma(x, y)$ 。

[0075] 因为测量物场电导率发生微小变化,在相同的电学激励下,对应的电势分布 $u_{\omega}(x, y)$ 发生微小变化,即 $u_{\omega}(x, y) = u(x, y) + \delta u(x, y)$,二者满足拉普拉斯方程

$$[0076] \quad \begin{cases} \nabla \cdot (\sigma_{\omega}(x, y) \nabla u_{\omega}(x, y)) = 0 & \text{in } \Omega \\ \sigma_{\omega}(x, y) \frac{\partial u_{\omega}(x, y)}{\partial n} = j(x, y) & \text{on } \partial \Omega \end{cases} \quad (3)$$

[0077] 即聚焦超声波扰动 ω 区域时,边界测量电压为 $\phi_{\omega}(x, y) = u_{\omega}(x, y)|_{\partial \Omega}$ 。所以,测量物场初始的电导率、电势分布,以及由于聚焦超声波扰动导致的各自对应的扰动量满足

$$[0078] \quad \nabla((\sigma(x, y) + \delta \sigma(x, y)) \nabla(u(x, y) + \delta u(x, y))) = 0 \quad (4)$$

[0079] 将式(4)展开,并忽略高阶项得

$$[0080] \quad \nabla(\sigma(x, y) \nabla(\delta u(x, y))) = -\nabla((\delta \sigma(x, y)) \nabla u(x, y)) \quad (5)$$

[0081] 式(6)两边乘以 $u(x, y)$,根据格林公式,得到如下近似式

$$[0082] \quad \iint_{\Omega} \delta \sigma(x, y) \nabla u(x, y) \cdot \nabla u(x, y) = - \int_{\partial \Omega} \delta u(x, y) \cdot \sigma(x, y) \frac{\partial u(x, y)}{\partial n} \quad (6)$$

[0083] 因为 $\delta u(x, y)|_{\partial \Omega} = u_{\omega}(x, y)|_{\partial \Omega} - u(x, y)|_{\partial \Omega} = \phi_{\omega}(x, y) - \phi(x, y)$,又因为功率密度的定义式为

$$[0084] \quad S(x, y) = \sigma(x, y) |\nabla u(x, y)|^2 \quad (7)$$

[0085] 将公式(2)带入公式(6),即可得到如下功率密度计算式

$$[0086] \quad S_i(x, y) = -[\iint_{\Omega} kP]^{-1} \iint_{\Omega} (\phi_i(x, y) - \phi(x, y)) j(x, y) dx \quad (8)$$

[0087] 由公式(8)可见,等式右边第一部分是由聚焦超声换能器参数以及介质分布特性决定的系数,第二部分为有、无聚焦超声波扰动下测量物场的边界测量电压值。所以,该基于声电效应的功率密度成像方法利用边界测量电压值直接进行重建,不用进行逆问题求解,避免了传统电学成像逆问题重建会遇到的诸如不稳定,欠定性等问题。

[0088] 本发明的基于声电效应的功率密度成像方法,其主要应用于生物组织介质分布成像,但也可应用于有声电效应的其他被测介质。

[0089] 以上示意性的对本发明及其实施方式进行了描述,该描述没有限制性,附图中所示的也只是本发明的实施方案之一,如有本领域的普通技术人员在不脱离本发明创造宗旨的情况下,不经创造形的设计出与本发明相类似的结构形式或实施例,均应属于本发明的保护范围。

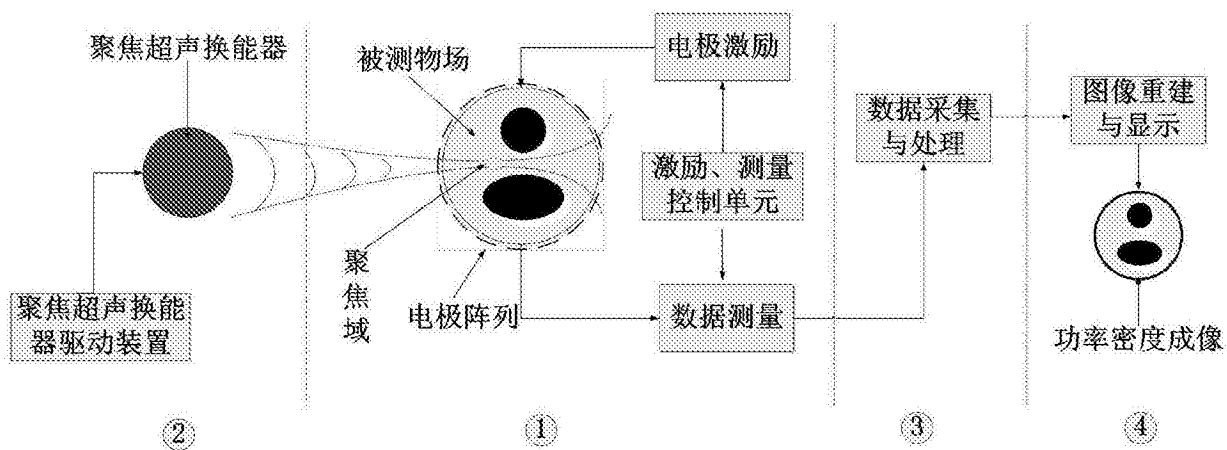


图1



图2

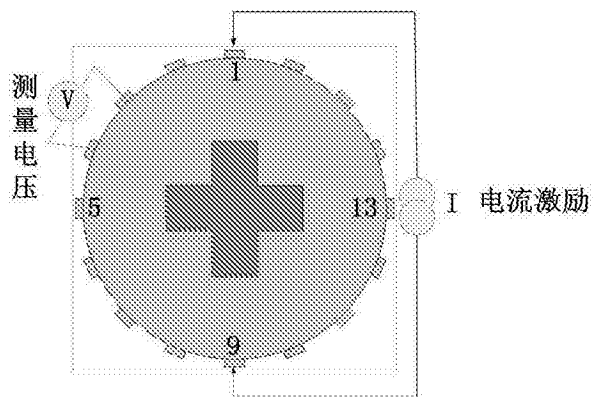


图3

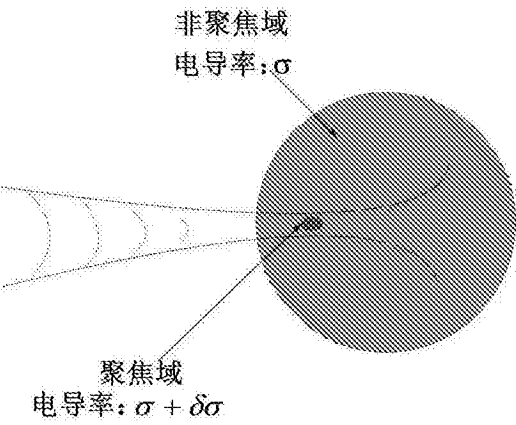


图4

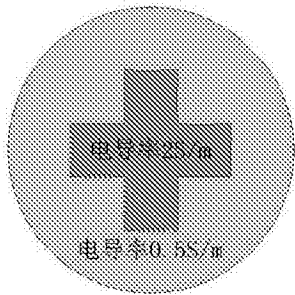


图 5 (a)

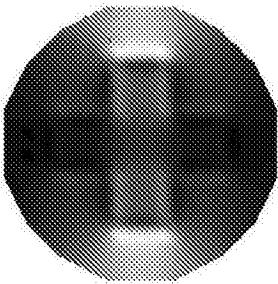


图 5 (b)

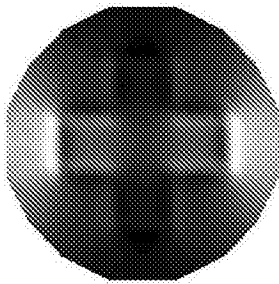


图 5 (c)

专利名称(译)	基于声电效应的功率密度成像方法		
公开(公告)号	CN104644219B	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201510084606.2	申请日	2015-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	天津大学		
申请(专利权)人(译)	天津大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津大学		
[标]发明人	许燕斌 宋西娇 董峰		
发明人	许燕斌 宋西娇 董峰		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/053		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/58		
其他公开文献	CN104644219A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于声电效应的功率密度成像方法，该方法将离散的电极阵列均匀或非均匀地固定在被测生物组织的外侧，电极阵列所包围的区域为测量物场，聚焦超声换能器垂直于测量物场，调节其位置，使聚焦超声换能器的焦斑位于测量物场上，焦斑在测量物场上所覆盖的区域称为聚焦域。聚焦超声换能器所发射的聚焦超声波对聚焦域处生物组织的电导率产生扰动，利用电极阵列测量的边界测量电压向量，根据功率密度计算公式，计算聚焦域处的功率密度值，当聚焦超声换能器完成对各个聚焦域的扰动后，利用各个聚焦域处的功率密度值，结合各个聚焦域的位置信息，获得测量物场的功率密度分布图。本发明可以提高测量物场介质分布空间分辨率。

