



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114532983 B

(45) 授权公告日 2023.12.29

(21) 申请号 202210048459.3

JP 2005338105 A, 2005.12.08

(22) 申请日 2022.01.17

CN 101343999 A, 2009.01.14

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 106821334 A, 2017.06.13

申请公布号 CN 114532983 A

CN 106885842 A, 2017.06.23

(43) 申请公布日 2022.05.27

CN 107669270 A, 2018.02.09

(73) 专利权人 中国科学院电工研究所

CN 110742609 A, 2020.02.04

地址 100190 北京市海淀区中关村北二条6号中科院电工所

CN 111948291 A, 2020.11.17

CN 112914539 A, 2021.06.08

(72) 发明人 夏慧 刘国强 张文伟

US 2010045289 A1, 2010.02.25

US 2016143540 A1, 2016.05.26

WO 2016198886 A1, 2016.12.15

(74) 专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569

专利代理师 韩雪梅

杨延菊. 磁热声成像的实验研究.《高电压技术》.2017, 第1-5页.

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

刘国强. 脉冲磁激励的磁声效应和热声效应的仿真研究.《生物医学工程学杂志》.2017, 第1-5页.

A61B 5/0536 (2021.01)

A61B 5/055 (2006.01)

Zhang, H. Acoustic Vortex Beam Generation by a Piezoelectric Transducer Using Spiral Electrodes.《CHINESE PHYSICS LETTERS》.2019, 第1-4页.

(56) 对比文件

CN 102788836 A, 2012.11.21

CN 107495965 A, 2017.12.22

US 2006189868 A1, 2006.08.24

审查员 张曦

权利要求书2页 说明书6页 附图2页

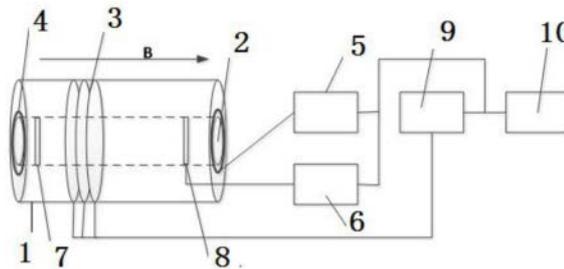
(54) 发明名称

一种磁声成像系统及方法

的。

(57) 摘要

本发明公开了一种磁声成像系统及方法, 涉及磁声成像技术领域, 该系统包括支撑部、激励子系统、检测子系统及控制成像子系统; 支撑部为两端开口的腔体结构; 激励子系统提供脉冲磁场激励模式和脉冲电场激励模式; 检测子系统至少包括环形探头; 在工作状态下, 支撑部位于静磁场环境中, 支撑部容纳有被测目标体; 在静磁场环境以及激励子系统提供的目标激励模式下, 被测目标体受到洛伦兹力产生磁声信号, 同时被测目标体受到热声效应产生热声信号; 控制成像子系统基于环形探头获取的被测目标体的磁声信号和热声信号, 确定被测目标体的电导率分布图像。本发明能够实现满足间质流体成像的目



1. 一种磁声成像系统,其特征在于,包括:支撑部、激励子系统、检测子系统以及与所述检测子系统连接的控制成像子系统;

所述支撑部为两端开口的腔体结构;所述支撑部用于容纳被测目标体;所述被测目标体为含有间质流体的生物组织;

所述激励子系统用于提供脉冲磁场激励模式和脉冲电场激励模式;

所述检测子系统至少包括环形探头;所述环形探头安装在所述支撑部的内壁上;

在工作状态下,所述支撑部位于静磁场环境内,所述支撑部容纳有所述被测目标体;在所述静磁场环境以及所述激励子系统提供的目标激励模式下,所述被测目标体受到洛伦兹力产生磁声信号,同时所述被测目标体受到热声效应产生热声信号;所述控制成像子系统基于所述环形探头获取的所述被测目标体的磁声信号和热声信号,确定所述被测目标体的电导率分布图像;所述目标激励模式为脉冲磁场激励模式或脉冲电场激励模式;

所述激励子系统包括激励线圈、脉冲磁场激励源、脉冲电场激励源以及激励电极;

所述脉冲磁场激励源通过导线与所述激励线圈连接;所述激励线圈安装在所述支撑部的内壁上;

所述脉冲电场激励源通过导线与所述激励电极连接;所述激励电极用于安装在所述被测目标体上。

2. 根据权利要求1所述的一种磁声成像系统,其特征在于,所述激励线圈的平面与所述静磁场的磁场方向垂直。

3. 根据权利要求1所述的一种磁声成像系统,其特征在于,所述激励电极包括第一环形电极和第二环形电极;所述激励线圈位于所述环形探头的一侧或者两侧;

在工作状态下,所述被测目标体从所述支撑部的一端进入所述支撑部内部,所述被测目标体与所述第一环形电极和所述第二环形电极均接触,且所述环形探头位于所述第一环形电极和所述第二环形电极之间。

4. 根据权利要求1所述的一种磁声成像系统,其特征在于,还包括耦合介质;所述耦合介质安装在所述环形探头的内壁上,并且在工作状态下所述耦合介质与所述被测目标体接触。

5. 根据权利要求1所述的一种磁声成像系统,其特征在于,所述检测子系统还包括多通道超声处理电路;

所述环形探头通过导线与所述多通道超声处理电路的输入端连接;所述多通道超声处理电路的输出端与所述控制成像子系统连接。

6. 根据权利要求1所述的一种磁声成像系统,其特征在于,所述静磁场是通过核磁共振产生的高场强磁场。

7. 一种应用于权利要求1-6任意一项所述的磁声成像系统的成像方法,其特征在于,包括:

在静磁场环境和第一目标激励模式下,获取被测目标体的第一混合信号;所述第一目标激励模式为在第一电流作用下产生的脉冲磁场激励模式或脉冲电场激励模式;所述第一混合信号包括第一磁声信号和第一热声信号;所述被测目标体为含有间质流体的生物组织;

在静磁场环境和第二目标激励模式下,获取被测目标体的第二混合信号;所述第二目

标激励模式为在第二电流作用下产生的脉冲磁场激励模式或脉冲电场激励模式；所述第二混合信号包括第二磁声信号和第二热声信号；所述第一电流的幅值与所述第二电流的幅值相同，所述第一电流的方向与所述第二电流的方向相反；

基于所述第一混合信号和所述第二混合信号，确定所述被测目标体的电导率分布图像。

8. 根据权利要求7所述的成像方法，其特征在于，所述基于所述第一混合信号和所述第二混合信号，确定所述被测目标体的电导率分布图像，具体包括：

将所述第一混合信号和所述第二混合信号进行差分处理，得到增强后的磁声信号；

基于所述增强后的磁声信号，利用时间反投影算法或者平面波超声成像原理，确定所述被测目标体的电导率分布图像。

9. 根据权利要求7所述的成像方法，其特征在于，所述基于所述第一混合信号和所述第二混合信号，确定所述被测目标体的电导率分布图像，具体包括：

将所述第一混合信号和所述第二混合信号进行求和处理，得到增强后的热声信号；

基于所述增强后的热声信号，利用时间反投影算法或者平面波超声成像原理，确定所述被测目标体的电导率分布图像。

一种磁声成像系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及磁声成像技术领域,特别是涉及一种磁声成像系统及方法。

背景技术

[0002] 生命体中的间质结构(Interstitial Structure)由纤维网及基质构成,位于细胞与细胞间、实质功能组织之间、器官之间,形成从疏松纤维网到致密纤维间质结构的多级次网络结构,包括细胞外基质、疏松结缔组织、致密结缔组织(筋膜)以及筋膜间隙等,执行着连接、充填、固定与营养功能等功能。其中,致密结缔组织实际上是充满流体的间质(interstitium)网络,并发挥着“减震器”的作用。

[0003] 目前,由于磁共振成像(MRI)的非侵入性且无放射性,使其在生物学成像的研究和临床应用中具有得天独厚的优势,特别是对于人体器官结构,能显示优异的软组织对比度。目前MRI在临床上,对于中枢神经、心血管、腹部、盆腔器官、以及肌肉关节等部位的成像与诊断技术都已发展成熟,这些组织器官中都含有大量的自由水分子,在传统MRI中有较高的信噪比。但对于结缔组织,其水分子大部分被束缚在胶原大分子上,其横向弛豫时间短,信号衰减快,故而在一般的MRI图像中呈低信号,难以观察。

[0004] 大量研究表明,由取向排列纳米孔隙组成的导体,如纳米多孔ZnO材料,以及鳗鱼肌肉间有序排列的纳米间质,其导电特性要比正常生物组织高出2个数量级,即电导率成像对导电流体非常敏感,但是对含有间质流体的生物组织的传输行为的动态监测和观察尚缺乏有效的工具和手段。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种磁声成像系统及方法,以达到满足间质流体成像的目的。

[0006] 为实现上述目的,本发明提供了如下方案:

[0007] 一种磁声成像系统,包括:支撑部、激励子系统、检测子系统以及与所述检测子系统连接的控制成像子系统;

[0008] 所述支撑部为两端开口的腔体结构;所述支撑部用于容纳被测目标体;所述被测目标体为含有间质流体的生物组织;

[0009] 所述激励子系统用于提供脉冲磁场激励模式和脉冲电场激励模式;

[0010] 所述检测子系统至少包括环形探头;所述环形探头安装在所述支撑部的内壁上;

[0011] 在工作状态下,所述支撑部位于静磁场环境内,所述支撑部容纳有所述被测目标体;在所述静磁场环境以及所述激励子系统提供的目标激励模式下,所述被测目标体受到洛伦兹力产生磁声信号,同时所述被测目标体受到热声效应产生热声信号;所述控制成像子系统基于所述环形探头获取的所述被测目标体的磁声信号和热声信号,确定所述被测目标体的电导率分布图像;所述目标激励模式为脉冲磁场激励模式或脉冲电场激励模式。

[0012] 可选的,所述激励子系统包括激励线圈、脉冲磁场激励源、脉冲电场激励源以及激

励电极；

[0013] 所述脉冲磁场激励源通过导线与所述激励线圈连接；所述激励线圈安装在所述支撑部的内壁上；

[0014] 所述脉冲电场激励源通过导线与所述激励电极连接；所述激励电极用于安装在所述被测目标体上。

[0015] 可选的，所述激励线圈的平面与所述静磁场的磁场方向垂直。

[0016] 可选的，所述激励电极包括第一环形电极和第二环形电极；所述激励线圈位于所述环形探头的一侧或者两侧；

[0017] 在工作状态下，所述被测目标体从所述支撑部的一端进入所述支撑部内部，所述被测目标体与所述第一环形电极和所述第二环形电极均接触，且所述环形探头位于所述第一环形电极和所述第二环形电极之间。

[0018] 可选的，还包括耦合介质；所述耦合介质安装在所述环形探头的内壁上，并且在工作状态下所述耦合介质与所述被测目标体紧密接触。

[0019] 可选的，所述检测子系统还包括多通道超声处理电路；

[0020] 所述环形探头通过导线与所述多通道超声处理电路的输入端连接；所述多通道超声处理电路的输出端与所述控制成像子系统连接。

[0021] 可选的，所述静磁场是通过核磁共振产生的高场强磁场。

[0022] 一种磁声成像方法，包括：

[0023] 在静磁场环境和第一目标激励模式下，获取被测目标体的第一混合信号；所述第一目标激励模式为在第一电流作用下产生的脉冲磁场激励模式或脉冲电场激励模式；所述第一混合信号包括第一磁声信号和第一热声信号；所述被测目标体为含有间质流体的生物组织；

[0024] 在静磁场环境和第二目标激励模式下，获取被测目标体的第二混合信号；所述第二目标激励模式为在第二电流作用下产生的脉冲磁场激励模式或脉冲电场激励模式；所述第二混合信号包括第二磁声信号和第二热声信号；所述第一电流的幅值与所述第二电流的幅值相同，所述第一电流的方向与所述第二电流的方向相反；

[0025] 基于所述第一混合信号和所述第二混合信号，确定所述被测目标体的电导率分布图像。

[0026] 可选的，所述基于所述第一混合信号和所述第二混合信号，确定所述被测目标体的电导率分布图像，具体包括：

[0027] 将所述第一混合信号和所述第二混合信号进行差分处理，得到增强后的磁声信号；

[0028] 基于所述增强后的磁声信号，利用时间反投影算法或者平面波超声成像原理，确定所述被测目标体的电导率分布图像。

[0029] 可选的，所述基于所述第一混合信号和所述第二混合信号，确定所述被测目标体的电导率分布图像，具体包括：

[0030] 将所述第一混合信号和所述第二混合信号进行求和处理，得到增强后的热声信号；

[0031] 基于所述增强后的热声信号，利用时间反投影算法或者平面波超声成像原理，确

定所述被测目标体的电导率分布图像。

[0032] 根据本发明提供的具体实施例,本发明公开了以下技术效果:

[0033] 本发明提供了一种磁声成像系统及方法。在工作状态下,所述支撑部位于静磁场环境内,所述支撑部容纳有所述被测目标体;在所述静磁场环境以及所述激励子系统提供的目标激励模式下,所述被测目标体受到洛伦兹力产生磁声信号,同时所述被测目标体受到热声效应产生热声信号;所述控制成像子系统基于所述环形探头获取的所述被测目标体的磁声信号和热声信号,确定所述被测目标体的电导率分布图像。显然,本发明能够实现实现生物组织内部间质流体的电导率成像。

附图说明

[0034] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0035] 图1为本发明一种磁声成像系统的结构示意图;

[0036] 图2为本发明一种磁声成像系统的流程示意图;

[0037] 图3为本发明一种磁声成像方法的流程示意图。

具体实施方式

[0038] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0039] 基于多物理场耦合的磁声成像方法具有非介入、无辐射的特点,且能够实现快速动态扫描,完全满足生物组织动态成像的要求。与B超相比,磁声成像是通过被测生物组织电导率的差异进行成像,在声阻抗近似的体内间质环境中,间质流体与周围组织的电学特性相对于声学特性差异更大,磁声成像更能够获得间质流体信息。鉴于此,本发明的目的是提供一种磁声成像系统及方法。

[0040] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂,下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0041] 本发明提供了一种磁声成像系统及方法,其原理是利用脉冲磁场或脉冲电流激励被测生物组织,并在静磁场的作用下被测生物组织内部受洛伦兹力作用产生磁声信号,同时被测生物组织还受到热声效应,产生热声信号。考虑到热声效应不受电极方向的影响,而磁声效应则受到磁场方向以及加载的电极方向的双重影响,在此情境下,通过交换外加电极方向的方法来消除热声效应影响,同时采集电极方向改变前的信号和改变后的信号,并用差分方法对此信号进行处理,得到增强后的磁声信号,提高了检测信号的信噪比,进一步在重建算法方面采用平面波成像方法或者其他方法实现电导率重建。这种原理带来的优势是可以实现电导率的高分辨率图像。

[0042] 实施例一

[0043] 如图1所示,本实施例提供了一种磁声成像系统包括激励子系统、检测子系统、耦合子系统和控制成像子系统10四个部分,其中,激励子系统与检测子系统之间通过耦合子系统连接,控制成像子系统10分别连接激励子系统和检测子系统;所述静磁场是通过核磁共振产生的高场强磁场,可以是1.5T、3T甚至更高场强。

[0044] 所述耦合子系统至少包括支撑部1;所述支撑部1为两端开口的腔体结构;所述支撑部1用于容纳被测目标体2;所述被测目标体2为含有间质流体的生物组织。

[0045] 所述激励子系统用于提供脉冲磁场激励模式和脉冲电场激励模式,所述激励子系统的目的是在被测目标体2中产生感应涡流或者脉冲电流,并在静磁场作用下被测目标体2内受到洛伦兹力产生磁声信号,同时被测目标体2还受到热声效应,产生热声信号。

[0046] 所述检测子系统至少包括环形探头3;所述环形探头3安装在所述支撑部1的内壁上。

[0047] 在工作状态下,所述支撑部1位于静磁场环境内,所述支撑部1容纳有所述被测目标体2;在所述静磁场环境以及所述激励子系统提供的目标激励模式下,所述被测目标体2受到洛伦兹力产生磁声信号,同时所述被测目标体2受到热声效应产生热声信号;所述控制成像子系统10基于所述环形探头3获取的所述被测目标体2的磁声信号和热声信号,确定所述被测目标体2的电导率分布图像;所述目标激励模式为脉冲磁场激励模式或脉冲电场激励模式。

[0048] 一个实施例中,所述激励子系统包括激励线圈4、脉冲磁场激励源5、脉冲电场激励源6以及激励电极,所述脉冲磁场激励源5通过导线连接所述激励线圈4,所述脉冲电场激励源6通过导线连接所述激励电极。所述激励线圈4安装在所述支撑部1的内壁上;所述激励电极用于安装在所述被测目标体2上,并与被测目标体2紧密接触。

[0049] 进一步地,所述激励线圈4的平面与静磁场的磁场方向垂直,所述激励线圈4位于所述环形探头3的一侧或者两侧;所述激励线圈4的结构为圆环线圈,该圆环线圈可以是复式亥姆霍兹线圈、布朗贝克线圈或巴凯尔线圈。

[0050] 为产生均匀脉冲磁场,获得高阶均匀磁场分布,同时考虑到核磁共振的强磁场环境要求脉冲磁场激励源5远离激励线圈4,且该激励线圈4的电感不大于 $1.5\mu\text{H}$,单路激励的串联线圈匝数不大于3匝。

[0051] 进一步地,该激励电极采用胶布自粘贴片电极。

[0052] 为了使所述激励电极与被测目标体2接触,该激励电极设置为环状电极,为保证被测目标体2内部脉冲电流分布具有一定深度,该激励电极最好为半包围环状电极。

[0053] 所述激励电极由两个半包围电极组成一对电极,具体为包括第一环形电极7和第二环形电极8。

[0054] 在工作状态下,所述被测目标体2从所述支撑部1的一端进入所述支撑部1内部,所述被测目标体2与所述第一环形电极7和所述第二环形电极8均接触,且所述环形探头3位于所述第一环形电极7和所述第二环形电极8之间。

[0055] 在工作状态下,从所述支撑部1的一端到另一端,依次设置有一个激励线圈、第一环形电极7、环形探头3、第二环形电极8以及另一个激励线圈。

[0056] 需要注意的是,激励线圈4和激励电极不同时工作,当被测目标体2中异常体的电导率变化不明显时,通过加入对比剂,比如微泡、磁纳米颗粒等,可以通过激励线圈4激励被

测目标体2,当被测目标体2中的异常体的电导率变化大时也可以通过激励线圈4激励被测目标体方式。当被测目标体2的电导率变化不明显同时又不适合加入对比剂时,则可以选择激励电极的激励方式直接将脉冲电流通过激励电极注入到被测目标体2内。

[0057] 一个实施例中,为了实现磁声信号和热声信号的检测,所述检测子系统还包括多通道超声处理电路9。所述环形探头3通过导线与所述多通道超声处理电路9的输入端连接;所述多通道超声处理电路9的输出端与所述控制成像子系统10连接。

[0058] 所述环形探头3为无磁探头,其无磁探头由多阵元组成,要求阵元具有接收一致性,阵元可以是32阵元,64阵元、128阵元和256阵元甚至更多。

[0059] 在高场强的静磁场环境下,为进一步减小高场强对声信号的干扰,在环形探头3的近端先进行一级放大,然后放大后的信号经过光纤与多通道超声处理电路9连接。

[0060] 一个实施例中,为了实现磁声信号和热声信号的低衰减传输,所述耦合子系统还包括耦合介质;所述耦合介质安装在所述环形探头3的内壁上,并且在工作状态下所述耦合介质与所述被测目标体2紧密接触。所述耦合介质是一种具有医用超声耦合剂耦合特性的固体介质。支撑部1起到固定被测目标体的作用,同时实现激励和检测的配合。

[0061] 一个实施例中,控制成像子系统10是该磁声成像系统的核心,其目的是对接收的磁声信号和热声信号进行电导率成像。如图2所示,先对激励电极或激励线圈4通入正向电流,然后对激励电极或激励线圈4通入负向电流,交替循环,分别得到包含正向磁声信号与热声信号的混合信号S1和包括负向磁声信号与热声信号的混合信号S2;将混合信号S1与混合信号S2进行差分处理则可以消除热声信号的影响,得到增强的磁声信号,将混合信号S1与混合信号S2进行求和则可以得到消除磁声信号,得到增强的热声信号;利用时间反投影算法对增强的磁声信号或者增强的热声信号进行处理得到电导率分布图像,或者借助平面波超声成像原理对增强的磁声信号或者增强的热声信号进行重建,其重建原理描述如下:

[0062] 被测目标体位于环形探头内部,环形探头的半径为a,被测目标体内的任意一个成像点的像素则是由环形探头的所有阵元在该成像点的成像值的叠加组成,则任意一个成像

点的像素值可以表示为:
$$r = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M w(t_{ij})。$$

[0063] 其中r为任意一个成像点的像素值的和, $w(t_{ij})$ 为第i个超声接收阵元在第j个目标成像点的像素值, $\sum_{i=1}^N$ 表示有N个超声接收阵元接收的信号叠加, $\sum_{j=1}^M$ 则表示经过M个目标

成像点的接收信号叠加,
$$t_{i,j} = \frac{\left| \sqrt{x_j^2 + y_j^2} - a \right| + \sqrt{(x_j - X_i)^2 + (y_j - Y_i)^2}}{c_s},$$
 (x_j, y_j) 表示第

j个目标成像点的坐标, $j=1, \dots, M$, (X_i, Y_i) 表示第i个超声接收阵元对应的坐标, $i=1, \dots, N$ 。

[0064] 实施例二

[0065] 本实施例提供了一种应用于实施例一所述的磁声成像系统的成像方法,如图3所示,包括:

[0066] 步骤301:在静磁场环境和第一目标激励模式下,获取被测目标体的第一混合信

号;所述第一目标激励模式为在第一电流作用下产生的脉冲磁场激励模式或脉冲电场激励模式;所述第一混合信号包括第一磁声信号和第一热声信号;所述被测目标体为含有间质流体的生物组织。所述目标激励模式包括第一目标激励模式和第二目标激励模式。

[0067] 步骤302:在静磁场环境和第二目标激励模式下,获取被测目标体的第二混合信号;所述第二目标激励模式为在第二电流作用下产生的脉冲磁场激励模式或脉冲电场激励模式;所述第二混合信号包括第二磁声信号和第二热声信号;所述第一电流的幅值与所述第二电流的幅值相同,所述第一电流的方向与所述第二电流的方向相反。所述第一磁声信号的幅值与所述第二磁声信号的幅值相同,所述第一磁声信号的方向与所述第二磁声信号的方向相反;所述第一热声信号与所述第二热声信号相同。

[0068] 步骤303:基于所述第一混合信号和所述第二混合信号,确定所述被测目标体的电导率分布图像。

[0069] 一个实施例中,所述基于所述第一混合信号和所述第二混合信号,确定所述被测目标体的电导率分布图像,具体包括:

[0070] 将所述第一混合信号和所述第二混合信号进行差分处理,即将包括第一磁声信号和第一热声信号的混合信号减去包括第二磁声信号和第二热声信号的混合信号,消除热声信号,得到增强后的磁声信号;基于所述增强后的磁声信号,利用时间反投影算法或者平面波超声成像原理,确定所述被测目标体的电导率分布图像。

[0071] 一个实施例中,所述基于所述第一混合信号和所述第二混合信号,确定所述被测目标体的电导率分布图像,具体包括:

[0072] 将所述第一混合信号和所述第二混合信号进行求和处理,即将包括第一磁声信号和第一热声信号的混合信号,与,包括第二磁声信号和第二热声信号的混合信号相加,消除磁声信号,得到增强后的热声信号;基于所述增强后的热声信号,利用时间反投影算法或者平面波超声成像原理,确定所述被测目标体的电导率分布图像。

[0073] 本发明涉及的技术主要是线圈激励技术包括复式亥姆霍兹线圈、布朗贝克线圈和巴凯尔线圈等,电极激励技术、超声检测技术、差分信号提取技术以及电导率重建技术,由于本发明提供的技术方案可以与核磁共振系统兼容,因此在获取电导率分布图像分布的同时还可以获取核磁共振结构图像,实现同时得到被测生物组织的电导率分布图像和核磁共振下的结构图像。与现有的磁声成像技术方案相比,在激励方法、数据处理方法以及图像重建方法三个方面都不同,其优势是:能够同时基于洛伦兹力效应获取高信噪比的磁声信号,同时还能获取纯热声信号,进而能得到基于热效应的电导率分布图像和基于磁效应的电导率分布图像。

[0074] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。

[0075] 本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处。综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

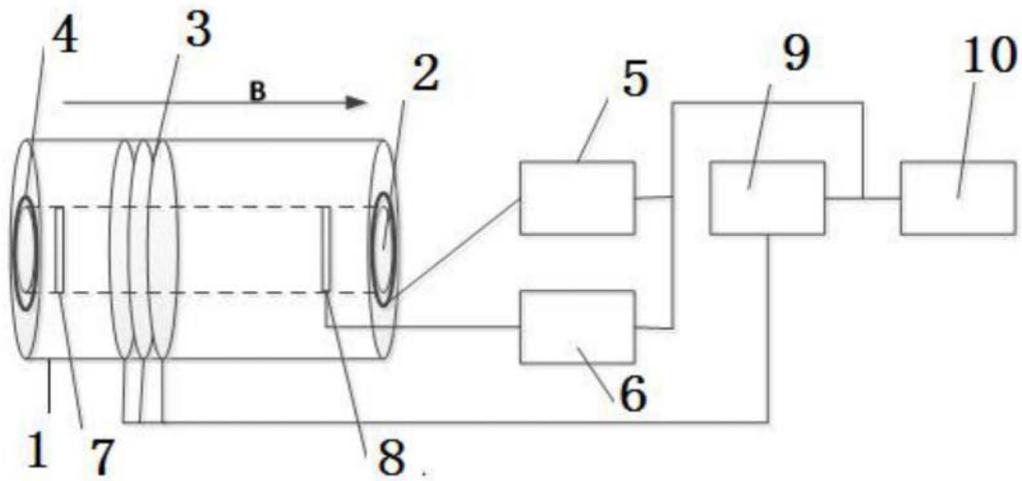


图1

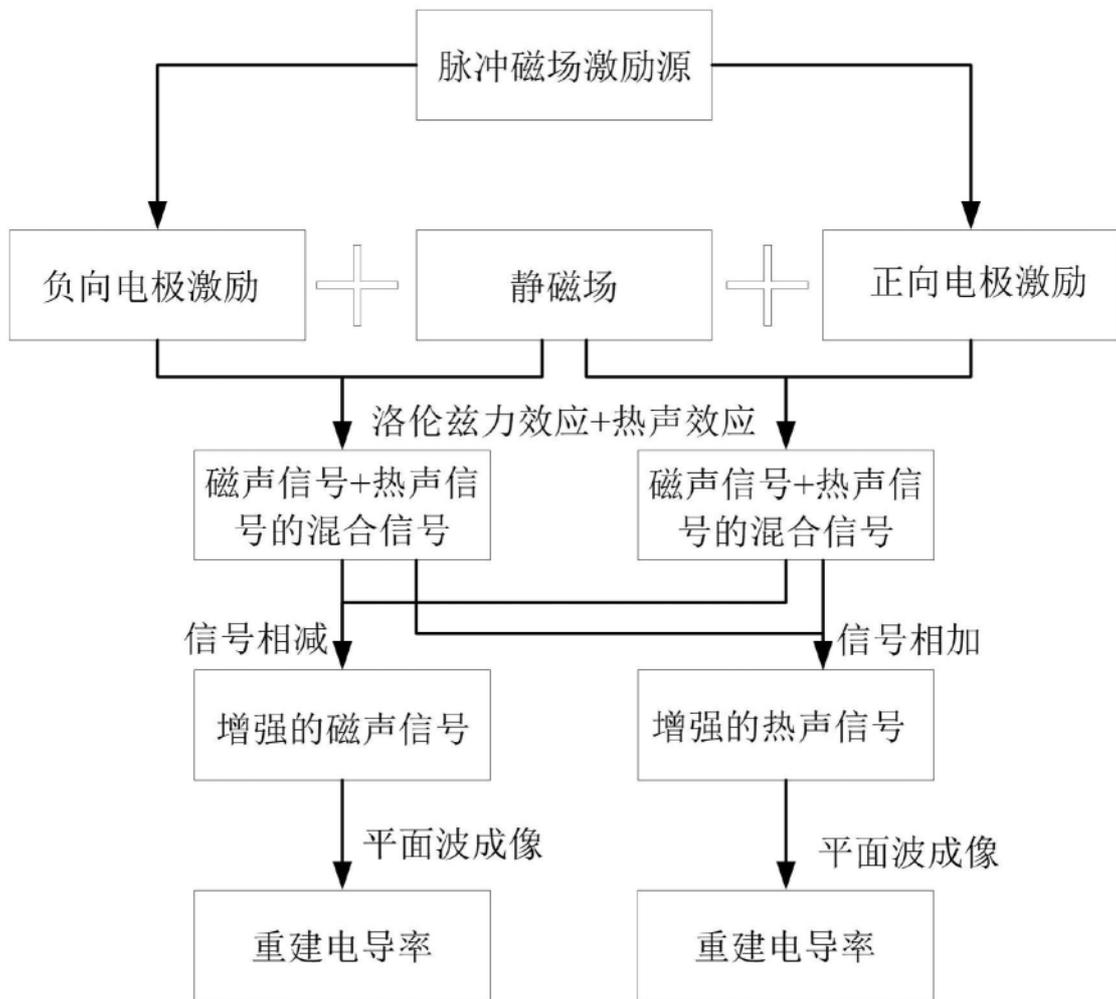


图2

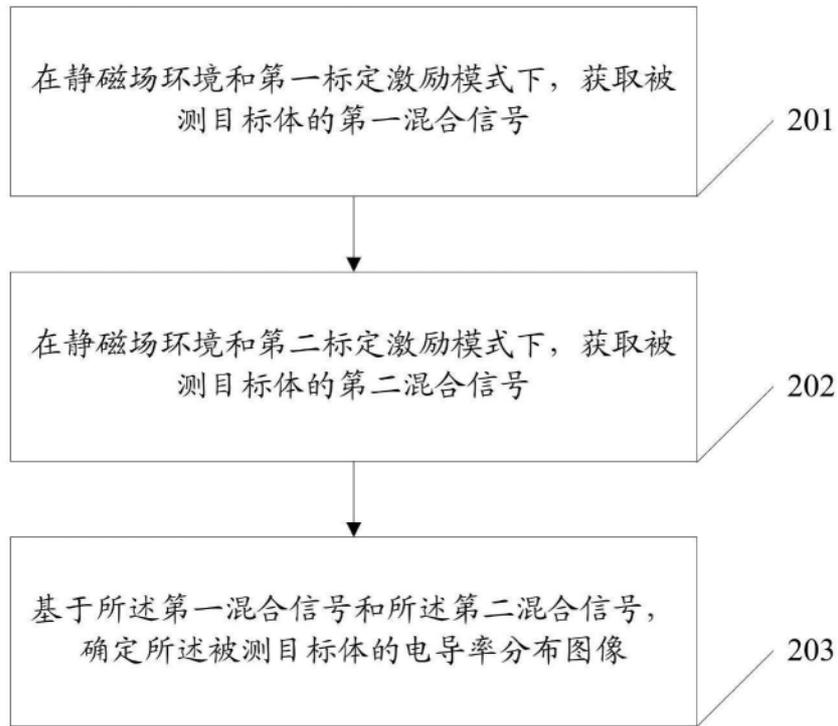


图3