



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102788836 B

(45) 授权公告日 2015. 06. 24

(21) 申请号 201210262464. 0

(22) 申请日 2012. 07. 26

(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 黄欣 王霜 陈晶

(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.

G01N 27/72(2006. 01)

A61B 5/053(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

审查员 王晓

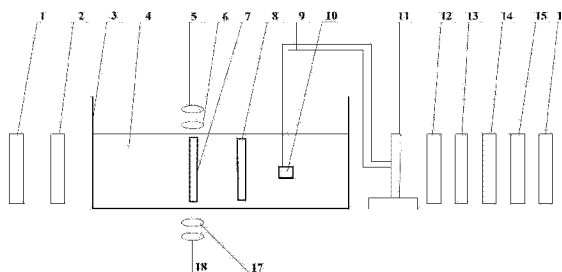
权利要求书2页 说明书5页 附图1页

(54) 发明名称

一种磁声显微成像方法及成像系统

(57) 摘要

一种磁声显微成像方法,对置于静磁场中的导电目标成像体施加脉冲激励,在导电目标成像体中产生感应涡流,感应涡流和静磁场共同作用产生洛伦兹力,导致成像体内质点的振动而产生超声信号;在声透镜的焦平面上采用阵列超声探头接收导电目标成像体内各个质点的超声信号的像信号,把接收到的导电目标成像体内各质点的像信号进行成像,则各质点像信号正比于导电目标成像体内对应点的洛伦兹力散度,根据阵列超声探头检测到的超声信号的像信号,便可得到导电目标成像体的洛伦兹力散度图像或根据电流密度旋度的重建图像。应用本发明成像方法的磁声显微成像系统,包括同步触发及控制模块(1)、激励源、成像系统和微弱信号检测系统。



1. 一种磁声显微成像方法,其特征在于,所述的成像方法是对置于静磁场中的导电目标成像体施加频率为 10MHz 到 50MHz 范围内的脉冲激励,在导电目标成像体中产生感应涡流,感应涡流和静磁场共同作用产生洛伦兹力,导致成像体内质点的振动而产生超声信号;利用声透镜成像原理,在声透镜的焦平面上采用阵列超声探头接收导电目标成像体内各个质点的超声信号的像信号,把接收到的导电目标成像体内各个质点的超声信号的像信号进行成像,结合重建算法,根据各质点超声信号的像信号与导电目标成像体内对应质点的洛伦兹力散度或者电流密度旋度之间的对应关系,重建导电目标成像体的洛伦兹力散度图像或电流密度旋度图像,所述的洛伦兹力散度图像或电流密度旋度图像直接反映导电目标成像体的电导率信息;

所述的重建算法包括洛伦兹力散度图像和电流密度旋度图像的重建方法具体为:

根据声压波动方程获得声压与洛伦兹力和电流密度的关系式:

$$p = \frac{\delta(t-R/c_s)}{4\pi R} \nabla \cdot \mathbf{F} = \frac{\delta(t-R/c_s)}{4\pi R} (\nabla \times \mathbf{J}) \cdot \mathbf{B}_0 = \frac{\delta(t-R/c_s)}{4\pi R} B_0 \nabla \times \mathbf{J} \Big|_z \quad (1)$$

公式中 p 是导电目标成像体的各质点超声信号的像信号, F 洛伦兹力, J 和 B_0 分别是电流密度和静磁场;假定静磁场只有 z 方向分量; c_s 为声速, t 为超声波在耦合溶液内的传输时间,源点 r 到场点 r' 的距离为 R, δ 为冲激函数。

2. 应用权利要求 1 所述的磁声显微成像方法的磁声显微成像系统,其特征在于,所述的磁声显微成像系统包括同步触发及控制模块 (1)、激励源、成像系统和微弱信号检测系统;所述的激励源在导电目标成像体 (7) 内产生涡电流,激发超声;所述的同步触发及控制模块 (1) 实现对脉冲激励源、成像系统和微弱信号检测系统的同步和控制;所述的成像系统获取导电目标成像体 (7) 内各质点超声信号的像信号,实现对导电目标成像体 (7) 内各质点超声信号的成像;微弱信号检测系统实现导电目标成像体 (7) 内声压信号的像信号的采集和像信号图像的重建;所述的激励源包括静磁场产生装置、激励线圈和脉冲激励源 (2),静磁场产生装置的作用在导电目标成像体内产生均匀静磁场;静磁场产生装置位于导电目标成像体的上部和下部,并与激励线圈同轴;脉冲激励源 (2) 通过驱动电缆连接激励线圈,激励线圈由一对半径相等,电流大小相等、方向相同的线圈 (6、17) 构成;两个激励线圈 (6、17) 与静磁场产生装置的两块磁体 (5、18) 同轴布置;成像系统包括声透镜 (8)、阵列超声探头 (10)、水槽 (3)、耦合溶液 (4)、三维扫描平台 (11)、三维扫描控制器 (12)、阵列超声探头控制器 (13),以及导电目标成像体 (7);所述的声透镜 (8) 垂直于激励线圈放置,声透镜 (8) 与导电目标成像体 (7) 的距离为声透镜 (8) 的 1 个焦距到 2 个焦距;阵列超声探头 (10) 的探头工作面垂直于声透镜 (8) 的主声轴;阵列超声探头 (10) 位于与导电目标成像体 (7) 相对的声透镜 (8) 的另一侧;声透镜 (8) 与阵列超声探头 (10) 之间的距离大于声透镜 (8) 的 2 个焦距;三维扫描平台 (11) 位于水槽 (3) 内的耦合溶液 (4) 外,通过连接杆 (9) 与阵列超声探头 (10) 连接;三维扫描控制器 (12) 控制所述的三维扫描平台 (11) 的扫描步长,实现对整个导电目标成像体 7 的三维遍历超声扫描;两个激励线圈 (6、17) 和两块磁体 (5、18) 位于水槽 (3) 的耦合液 (4) 外,导电目标成像体 (7) 位于水槽 (3) 的耦合液 (4) 内,且位于均匀磁场中;声透镜 (8) 和阵列超声探头 (10) 位于水槽 (3) 的耦合溶液 (4) 内;所述的同步触发及控制模块 (1) 输出的一路信号传输给脉冲激励源的外触发控制端,

控制脉冲激励源 (2) 的重复发射频率 ;同步触发及控制模块 (1) 输出的第二路信号传输给成像系统的三维扫描控制器 (12),控制三维扫描平台 (11) 的动作周期 ;同步触发及控制模块 (1) 输出的第三路信号传输给成像系统的阵列超声探头控制器 (13),实现阵列超声探头 (10) 的同步接收 ;同步触发及控制模块 (1) 输出的第四路信号作为同步触发信号,传输给微弱信号检测系统的数据采集和处理电路 (15) 的控制端,实现脉冲激励源 (2) 发射与数据采集和处理电路 (15) 的同步采集。

一种磁声显微成像方法及成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种电阻抗成像方法,具体涉及一种磁声电阻抗显微成像方法及装置。

背景技术

[0002] 磁声成像(Magneto-acoustic tomography, MAT)是近年来出现的一种非常有前景的医学成像方法,它具备高对比度和高穿透性的优势,采用静磁场和脉冲磁场作用生物组织,产生超声波,通过测量超声信号进行电阻率重建。作为一种新型的成像方法,该方法在进行生物组织的结构和功能显微成像方面具有许多潜在的优势:

[0003] (1) 磁声信号既依赖组织的电学特性,也依赖生物组织的声学特性,与单纯的超声显微镜相比,磁声显微镜提供的信息量更大,是对超声显微镜技术的有力补充。对于声阻抗差异很小的软组织(如肌肉、脂肪、血液等),单纯的超声技术难以识别,而在超声频率范围内电导率差异超过四倍(Han 1998),用磁声显微技术可以获得更多信息。此外,两种显微技术结合可以信息互补利于准确判断。

[0004] (2) 与其它显微镜相比,例如光声显微镜,穿透深度更具有优势,适用于任何电特性存在差异的组织。

[0005] (3) 采用高频脉冲磁场激励源和高频聚焦超声换能器可以达到超声显微镜的分辨率。

[0006] 从磁声成像的发展过程可看出,脉冲磁场的激励频率为 1MHz,完全满足未来医学磁声成像的临床应用,但作为显微镜,这个频率还远远不够。在重建算法方面,磁声成像的重建算法主要是滤波反投影算法(Xu 2004)、基于声学互易定理的算法(Xia 2009)以及基于势函数的重建算法(Xia 2010),这些重现算法的实现都必须对样本进行闭合圆周扫描获得声压信号来实现图像的重建,通过圆周闭合扫描方式,在每一个探测点得到的声压信号都是样本内探测截面内任何一点声源传播到探测点的信号叠加,即扫描周期内任何一点的探测信号都是激励源区所有点声源声压信号的集合,传统的这些成像算法其优点是避免了声波的衍射效应的限制,可以实现高分辨率成像,但由于重构算法需要对物体进行扫描和数据平均,所需时间较长,难以实时成像。

[0007] 国内外有很多研究机构对磁声成像方法开展研究,然而目前的研究主要集中在如何实现磁声的临床应用,在磁声显微成像方面,尚未发现相关文献及专利的报道。

发明内容

[0008] 本发明目的是克服现有磁声成像技术的缺点,提出一种新的磁声显微成像方法及成像系统。本发明在材料和医学等领域具有广阔的应用前景。

[0009] 本发明采用以下技术方案:

[0010] 本发明显微成像方法的原理如下:对置于静磁场中的导电目标成像体施加脉冲激励,在导电目标成像体中产生感应涡流,感应涡流和静磁场共同作用产生洛伦兹力,导致成

像体内质点的振动而产生超声信号。利用声透镜成像原理,在声透镜的焦平面上采用阵列超声探头接收导电目标成像体内各个质点的超声信号的像信号,把接收到的导电目标成像体内各质点的超声信号的像信号进行成像,结合重建算法,根据各质点超声信号的像信号与导电目标成像体内对应质点的洛伦兹力散度以及电流密度旋度之间的对应关系,则可以重建出导电目标成像体的洛伦兹力散度图像或电流密度旋度图像,而且洛伦兹力散度图像或电流密度旋度图像可直接反映导电目标成像体的电导率信息。

[0011] 本发明基于声透镜技术的磁声显微成像方法不同于传统的磁声成像算法,导电目标成像体内的任意质点声源的超声信号都可以通过声透镜在像面上直接获取,也就是在声透镜的焦平面上通过阵列超声探头获取的是导电目标成像体各个质点的超声信号的像信号。而传统的成像方法虽然也是在导电目标成像体外接收超声信号,但接收的超声信号是导电目标成像体内检测截面上所有质点声源的超声信号的叠加信号,得到超声信号后再通过复杂的重建方法获得导电目标成像体内的各质点的洛伦兹力散度,最后获得导电目标成像体内电导率信息。与传统成像方法相比,本发明提出的成像方法成像速度快,成像原理简单。上述成像方法再结合高频脉冲激励源,就会形成本发明的一种新原理的磁声显微成像方法。

[0012] 本发明依据上述成像方法的原理,提出一种磁声显微成像系统。本发明磁声显微成像系统包括同步触发控制模块、激励源、成像系统和微弱信号检测系统4个模块。其中激励源包括静磁场产生装置、激励线圈和脉冲激励源,激励源的功能是在导电目标成像体内产生涡电流,继而激发超声。同步触发控制模块主要由信号发生电路组成,以实现脉冲激励源、成像系统和微弱信号检测系统的同步和控制。成像系统包括声透镜、阵列超声探头、水槽、耦合溶液、三维扫描平台、三维扫描控制器、阵列超声探头控制器和导电目标成像体,成像系统实现导电目标成像体内声压信号的成像。微弱信号检测系统主要由信号检测电路、数据采集与处理电路和上位机组成,实现导电目标成像体内声压信号的像信号的采集和像信号图像的重建。

[0013] 所述的同步触发控制模块输出的一路信号连接所述的脉冲激励源的外触发控制端,控制脉冲激励源的重复发射频率。同步触发控制模块输出的第二路信号连接成像系统的三维扫描控制器,控制三维扫描平台的动作周期。同步触发控制模块输出的第三路信号连接成像系统的阵列超声探头控制器,实现阵列超声探头的同步接收。同步触发控制模块输出的第四路信号作为同步触发信号连接微弱信号检测系统的数据采集和处理电路,实现脉冲激励源发射与数据采集和处理电路的同步采集。

[0014] 所述的激励源中,脉冲激励源通过驱动电缆连接激励线圈。激励线圈由一对半径相等的同轴线圈构成,两个同轴线圈内的电流大小相等,方向相同,两个线圈放置在水槽外。激励线圈可以是亥姆霍兹线圈也可以是其它线圈。静磁场产生装置可以由两块同轴的永磁体组成,也可以是一对电磁体,两块磁体可以是方形也可以是圆形的。静磁场产生装置的作用在导电目标成像体内产生均匀静磁场。静磁场产生装置位于导电目标成像体的上部和下部,并与激励线圈同轴。激励线圈和导电目标成像体位于均匀磁场中。为避免噪声干扰,一对磁体和一对激励线圈置于水槽内盛放的耦合溶液外,导电目标成像体位于耦合溶液内。成像系统的声透镜和阵列超声探头位于耦合溶液内,水槽内的耦合溶液为去耦合等离子水。

[0015] 所述的成像系统中,声透镜垂直于激励线圈放置,声透镜与导电目标成像体的距离为声透镜的 1 个焦距到 2 个焦距。阵列超声探头垂直于声透镜,位于与导电目标成像体相对的声透镜的另一侧。声透镜与阵列超声探头之间的距离大于声透镜的 2 个焦距。阵列超声探头采用聚焦探头,可提高磁声显微成像的成像速度和分辨率,本发明采用线性阵列超声探头接收导电目标成像体内各点声源声压信号。阵列超声探头的阵元数和阵元之间的距离与磁声显微成像系统的纵向分辨率直接相关,可以通过阵列超声探头控制器控制阵列超声探头实现阵列超声探头的阵元参数的控制。三维扫描平台位于水槽内的耦合溶液外,通过连接杆与阵列超声探头连接。三维扫描控制器控制所述的三维扫描平台的扫描步长,实现对整个导电目标成像体三维遍历超声的扫描接收。

[0016] 阵列超声探头接收到的声压信号经过屏蔽电缆传送到位于水槽外的信号检测电路,经过前置放大、滤波和再放大以后,通过电缆传输到信号采集和处理电路,在上位机显示接收信号。最后通过对导电目标成像体的三维遍历扫描,得到导电目标成像体所有质点的超声信号的像信号,通过图像重建算法得到重建图像。

附图说明

[0017] 图 1 本发明装置结构框图;

[0018] 图中:1 同步触发与控制模块,2 脉冲激励源,3 水槽,4 耦合溶液,5 第一磁体,6 第一激励线圈,7 导电目标成像体,8 声透镜,9 连接杆,10 阵列超声探头,11 三维扫描平台,12 三维扫描控制器 13 阵列超声探头控制器,14 信号检测电路,15 数据采集与处理电路,16 上位机,17 第二激励线圈,18 第二磁体。

具体实施方式

[0019] 以下结合附图和具体实施方式对本发明做进一步说明。

[0020] 本发明成像方法依据磁声电成像原理:对置于静磁场中的导电目标成像体 7 施加脉冲激励 2,在导电目标成像体 7 中产生感应涡流。感应涡流和静磁场共同作用产生洛伦兹力,导致导电目标成像体 7 体内质点的振动,产生超声信号。利用声透镜成像原理,在声透镜 8 的焦平面上采用阵列超声探头 10 接收导电目标成像体 7 内各质点超声信号的像信号。接收的各质点的超声信号的像信号经过同轴电缆依次传输给信号检测电路 14 和数据采集及处理电路 15,然后由上位机 16 接收并显示,最后结合图像重建算法,计算出静磁场与脉冲磁场共同作用区域内的导电目标成像体 7 的洛伦兹力散度重建图像或电流密度旋度重建图像。

[0021] 本发明图像重建算法的步骤如下:

[0022] 首先根据声压波动方程获得声压与洛伦兹力和电流密度的关系式,如方程(1)所示:

$$[0023] \quad p = \frac{\delta(t-R/c_s)}{4\pi R} \nabla \cdot \mathbf{F} = \frac{\delta(t-R/c_s)}{4\pi R} (\nabla \times \mathbf{J}) \cdot \mathbf{B}_0 = \frac{\delta(t-R/c_s)}{4\pi R} B_0 \nabla \times \mathbf{J} \Big|_z \quad (1)$$

[0024] 公式中 p 是导电目标成像体的各质点超声信号的像信号,F 洛伦兹力,J 和 B_0 分别是电流密度和静磁场。通过设定特定磁体,可以保证静磁场只有一个方向分量,这里假定只有 z 方向分量; c_s 是声速,t 为超声波在耦合溶液内的传输时间,源点 r 到场点 r' 的距离为

$R, R = |r-r'|$, δ 为冲激函数。

[0025] 从方程(1)中可以看出经过声透镜后各质点超声信号的像信号与洛伦兹力散度和电流密度旋度的 z 分量成一定的比例关系,因此根据阵列超声探头 10 接收到的超声信号的像信号便可重建导电目标成像体的洛伦兹力散度分布图像或者电流密度旋度的分布图像。

[0026] 本发明磁声显微成像系统包括同步触发及控制模块 1、激励源、成像系统和微弱信号检测系统 4 个模块。其中激励源包括静磁场产生装置、激励线圈和脉冲激励源 2,目的是在导电目标成像体内产生涡电流,继而激发超声。同步触发控制模块 1 主要由信号发生电路组成,目的是实现对脉冲激励源、成像系统和微弱信号检测系统的同步和控制。成像系统包括声透镜 8、阵列超声探头 10、水槽 3、耦合溶液 4、三维扫描平台 11、三维扫描控制器 12、阵列超声探头控制器 13,导电目标成像体 7,目的是实现对导电目标成像体 7 内各质点超声信号进行成像,获取导电目标成像体 7 内各质点超声信号的像信号。微弱信号检测系统主要由信号检测电路 14、数据采集与处理电路 15 和上位机 16 组成,目的是实现导电目标成像体内声压信号的像信号的采集和像信号图像的重建。

[0027] 所述的同步触发控制模块 1 输出的一路信号连接脉冲激励源的外触发控制端,控制脉冲激励源 2 的重复发射频率。同步触发控制模块 1 输出的第二路信号连接成像系统的三维扫描控制器 12,控制三维扫描平台 11 的动作周期。同步触发控制模块 1 输出的第三路信号连接成像系统的阵列超声探头控制器 13,实现阵列超声探头 10 的同步接收。同步触发控制模块 1 输出的第四路信号作为同步触发信号连接微弱信号检测系统的数据采集和处理电路 15,实现脉冲激励源 2 发射与数据采集和处理电路 15 的同步采集。

[0028] 所述的激励源包括静磁场产生装置、激励线圈和脉冲激励源 2。静磁场产生装置由两块同轴的磁体组成,可以是两块永磁体或一对电磁体,两块磁体可以是方形也可以是圆形的。静磁场产生装置的作用在导电目标成像体内产生均匀静磁场。静磁场产生装置位于导电目标成像体的上部和下部,并与激励线圈同轴。激励线圈和导电目标成像体 7 位于均匀静磁场中。脉冲激励源 2 通过驱动电缆连接激励线圈。脉冲激励源 2 产生的脉冲频率在 10MHz-50MHz 范围内或更高的频率,目的是实现磁声显微成像的高分辨率。第一激励线圈 6 和第二激励线圈 17 由一对半径相等的线圈构成,两个线圈的电流大小相等,方向相同。第一激励线圈 6 和第二激励线圈 17 可以是亥姆霍兹线圈也可以是其它线圈。第一激励线圈 6 和第二激励线圈 17 与第一磁体 5 和第二磁体 18 同轴布置。所述的脉冲激励源 2 产生满足检测频率和幅值要求的脉冲信号。为避免噪声干扰,第一激励线圈 6、第二激励线圈 17、第一磁体 5 和第二磁体 18 位于水槽的耦合液外,导电目标成像体 7 位于水槽的耦合液内,且位于均匀磁场中。磁体、激励线圈和激励线圈从上到下位置关系依次为:第一磁体 5、第一激励线圈 6、导电目标成像体 7、第二激励线圈 17、第二磁体 18。成像系统的声透镜 8 和阵列超声探头 10 位于水槽 3 的耦合溶液 4 内,水槽 3 内的耦合溶液 4 为去耦合等离子水。

[0029] 所述的声透镜 8 垂直于激励线圈放置,声透镜 8 与导电目标成像体 7 的距离为声透镜 8 的 1 个焦距到 2 个焦距之间包括 1 个焦距和 2 个焦距的位置。阵列超声探头 10 的探头工作面垂直于声透镜 8 的主声轴。阵列超声探头 10 位于与导电目标成像体 7 相对的声透镜 8 的另一侧。声透镜 8 与阵列超声探头 10 之间的距离大于声透镜 8 的 2 个焦距。阵列超声探头 10 为可以为聚焦探头,目的是提高磁声显微成像的成像速度和分辨率。采用线性阵列超声探头实现对导电目标成像体内各点声源声压信号的接收。阵列超声探头 10 的

阵元数和阵元之间的距离与磁声显微成像系统的纵向分辨率直接相关,可以通过阵列超声探头控制器 13 控制阵列超声探头 10 实现阵列超声探头 10 的阵元参数的控制。三维扫描平台 11 位于水槽 3 内的耦合溶液 4 外,通过支架 9 与阵列超声探头 10 连接,三维扫描平台 11 和支架 9 之间通过螺栓固定。三维扫描控制器 12 控制所述的三维扫描平台 11 的扫描步长,实现对整个导电目标成像体 7 的三维遍历超声扫描。

[0030] 所述的微弱信号检测系统主要包括信号检测电路 14、数据采集与处理电路 15 和上位机 16 组成。阵列超声探头 10 接收到的声压信号经过屏蔽电缆连接到位于水槽 3 外的信号检测电路 14,然后通过导线连接数据采集与处理电路 15,最后通过上位机 16,把采集到的像信号通过重建算法在上位机上成像。信号检测电路 14 主要包括高频小信号的前置放大、带通滤波和二级放大。信号检测电路 14 对接收到的信号首先进行前置放大,然后通过滤波电路进行滤波,接着通过二级放大电路进行二次放大,最后经过多点取样积分电路传输到数据采集和处理电路 14。前置放大电路可以对微伏级的信号放大一千倍,二级放大电路放大倍数可调,最大增益 60DB。在生物医学信号的提取、处理过程中,滤波器和放大器一样占有十分重要的地位,在高频时由于运算放大器的带宽有限,信号在高频时会产生相移,所以,在高频时最好使用无源滤波器,减少噪声干扰。通过数据采集和处理电路 14 后经过软件编程在上位机 16 实现接收信号的显示。最后通过对导电目标成像体 7 的三维遍历扫描,得到导电目标成像体 7 所有点的声压信号的像信号,通过图像重建算法得到重建图像。

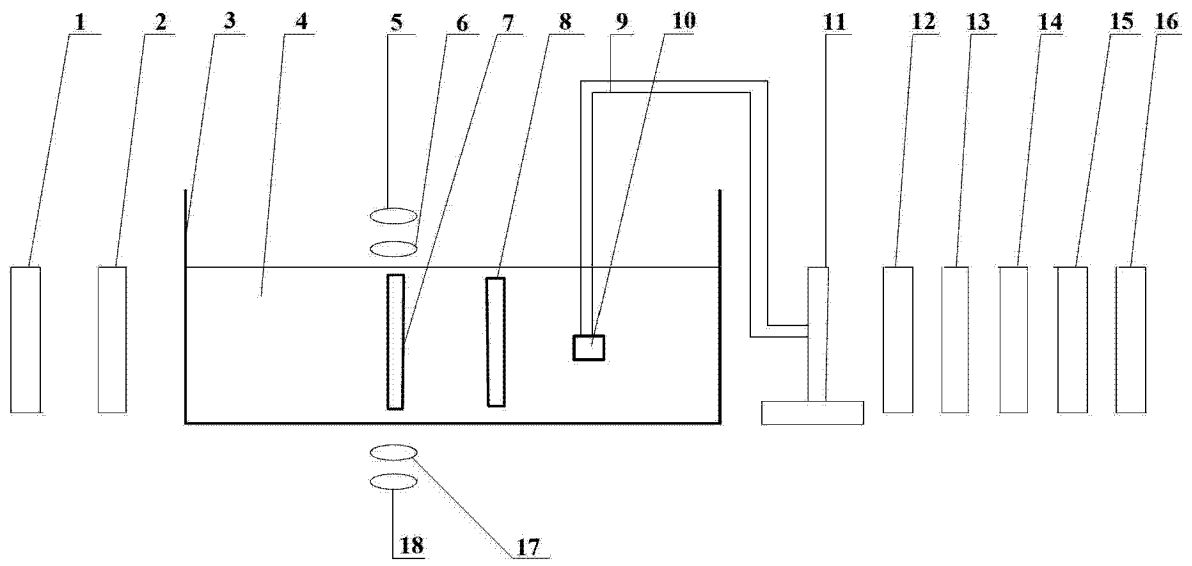


图 1

专利名称(译)	一种磁声显微成像方法及成像系统		
公开(公告)号	CN102788836B	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	CN201210262464.0	申请日	2012-07-26
[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 黄欣 王霜 陈晶		
发明人	夏慧 刘国强 黄欣 王霜 陈晶		
IPC分类号	G01N27/72 A61B5/053 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0093		
代理人(译)	关玲		
审查员(译)	王晓		
其他公开文献	CN102788836A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种磁声显微成像方法，对置于静磁场中的导电目标成像体施加脉冲激励，在导电目标成像体中产生感应涡流，感应涡流和静磁场共同作用产生洛伦兹力，导致成像体内质点的振动而产生超声信号；在声透镜的焦平面上采用阵列超声探头接收导电目标成像体内各个质点的超声信号的像信号，把接收到的导电目标成像体内各质点的像信号进行成像，则各质点像信号正比于导电目标成像体内对应点的洛伦兹力散度，根据阵列超声探头检测到的超声信号的像信号，便可得到导电目标成像体的洛伦兹力散度图像或根据电流密度旋度的重建图像。应用本发明成像方法的磁声显微成像系统，包括同步触发及控制模块(1)、激励源、成像系统和微弱信号检测系统。

