



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110755072 A  
(43)申请公布日 2020.02.07

(21)申请号 201911067260.X

(22)申请日 2019.11.04

(71)申请人 辽宁工程技术大学

地址 123000 辽宁省阜新市细河区中华路  
47号

(72)发明人 闫孝姮 潘也 陈伟华 杨桢  
蔡明辰 史晓玉 许正阳

(74)专利代理机构 北京华夏正合知识产权代理  
事务所(普通合伙) 11017

代理人 陈晓宁

(51)Int.Cl.

A61B 5/05(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

G16H 30/20(2018.01)

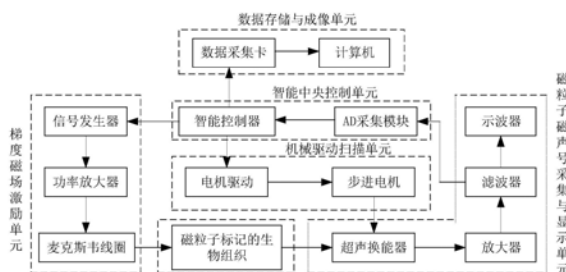
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

一种磁声磁粒子浓度成像装置及成像方法

(57)摘要

本发明公开了一种磁声磁粒子浓度成像装置及成像方法,包括:梯度磁场激励单元,产生梯度磁场并作用于含有超顺磁纳米粒子的成像体;磁声信号采集与显示单元,用于采集磁声信号,并将采集到的信号进行调理和显示;机械驱动扫描单元,驱动磁声信号采集与显示单元进行环形扫描接收超声信号;智能中央控制单元,为梯度磁场激励单元和机械驱动扫描单元提供控制信号和对采集的数据进行处理;数据存储与成像单元,将采集到的磁声信号进行进一步处理,对磁粒子浓度进行图像重建。本发明利用声压信息计算出超顺磁纳米粒子浓度矩阵,通过超声探头的环扫来记录每个点声源发出的超声信息,从而求解出不同位置的超顺磁纳米粒子浓度,进而实现整个空间成像。



1. 一种磁声磁粒子浓度成像装置,其特征在于,包括:

梯度磁场激励单元,用于产生梯度磁场并作用于含有超顺磁纳米粒子的成像体;

磁声信号采集与显示单元,用于采集磁声信号,并将采集到的信号进行调理和显示;

机械驱动扫描单元,与所述磁声信号采集与显示单元连接,用于驱动磁声信号采集与显示单元进行环形扫描接收超声信号;

智能中央控制单元,与所述梯度磁场激励单元和机械驱动扫描单元连接,为其提供控制信号和对采集的数据进行处理;

数据存储与成像单元,与所述智能中央控制单元连接,用于将采集到的磁声信号进行进一步处理,对磁粒子浓度进行图像重建。

2. 如权利要求1所述的磁声磁粒子浓度成像装置,其特征在于,所述梯度磁场激励单元包括信号发生器、功率放大器和麦克斯韦线圈;

所述信号发生器由所述智能中央控制单元控制发出短脉冲信号,经过所述功率放大器后通入所述麦克斯韦线圈中产生梯度磁场。

3. 如权利要求1所述的磁声磁粒子浓度成像装置,其特征在于,所述磁声信号采集与显示单元包括对称排列的水浸式超声换能器、信号调理模块和示波器,所述信号调理模块包括放大器和滤波器;

所述水浸式超声换能器采集磁声信号,采集到的信号经由放大器和滤波器进行调理后,送入示波器进行显示。

4. 如权利要求3所述的磁声磁粒子浓度成像装置,其特征在于,所述机械驱动扫描单元包括电机驱动模块、步进电机,所述电机驱动模块由所述智能中央控制单元控制并使步进电机动作,实现所述水浸式超声换能器对实验对象的环形扫描工作。

5. 如权利要求3所述的磁声磁粒子浓度成像装置,其特征在于,所述智能中央控制单元包括智能控制器和AD采集模块,所述智能控制器与所述梯度磁场激励单元和机械驱动扫描单元连接;

所述AD采集模块与所述滤波器连接,并对调理后的信号进行采集。

6. 如权利要求1所述的磁声磁粒子浓度成像装置,其特征在于,所述数据存储与成像单元包括数据采集卡和计算机,所述数据采集卡将处理后的数据进行存储,所述计算机对存储的数据进行处理计算,根据重建算法进行超顺磁纳米粒子浓度成像。

7. 一种磁声磁粒子浓度成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

S10: 初始化参数设置,设置信号采集次数、步进电机旋转步长以及旋转时间;

S20: 启动梯度磁场激励单元,由信号发生器产生脉冲信号,经功率放大器的放大后通入麦克斯韦线圈中,此时在线圈之间会产生梯度磁场,并将含有超顺磁纳米粒子的成像体置于梯度磁场中;

S30: 由磁声信号采集与显示单元中的对称排列的水浸式超声换能器进行超声信号的接收,接收到的超声信号经过放大器与滤波器的信号调理后,送入示波器进行显示;同时由AD采集模块对调理后的信号进行采集,经过FPGA的多次处理与计算后,将数据传送至数据存储与成像单元中的数据采集卡进行存储;

S40: 机械驱动扫描单元接收到控制信号后,由步进电机带动超声换能器进行环形扫描接收超声信号工作,重复采集设定次数后,智能中央控制单元发送指令使旋转架旋转进入

下次采集,直到圆周采集结束;

S50:当圆周采集结束后,利用计算机对采集到的数据进行处理计算,根据重建算法进行超顺磁纳米粒子浓度成像。

8.如权利要求7所述的磁声磁粒子浓度成像方法,其特征在于,步骤S50中,建立流体中磁力声源下的线性声压波动方程 $\nabla^2 p - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla \cdot \mathbf{f}$ ,基于时间反演算法利用处理后的磁声信号数据求解磁力,根据磁力与超顺磁纳米粒子浓度的关系 $N = \frac{m_0 \nabla B L(a)}{f}$ ,得到超顺磁纳米粒子浓度分布图像;

其中,p为声压, $c_s$ 为生物组织中声波的传播速度,f为磁力,B为磁通密度, $m_0$ 为原子磁矩,L(a)为朗之万函数, $L(a) = \coth a - \frac{1}{a}$ , $a = \mu_0 m_0 H / (kT)$ ,H为磁场强度, $\mu_0$ 为真空中磁导率,k为玻尔兹曼常数,T为温度。

## 一种磁声磁粒子浓度成像装置及成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于医学成像技术的技术领域,尤其涉及一种磁声磁粒子浓度成像装置及成像方法,适用于基于电磁脉冲激励,声信号检测的超顺磁纳米粒子浓度成像方法。

### 背景技术

[0002] 磁纳米粒子近年来已经越来越多地应用于生物医学、临床诊断和治疗的相关研究中,例如肿瘤磁热疗、干细胞标记、基因递送、药物靶向治疗、疾病诊断等,具有良好的应用发展前景。

[0003] 自2005年B.Gleich和J.Weizenencker提出磁粒子成像方法以来,该方法在国内外得到广泛研究。磁粒子成像是将磁纳米粒子的浓度进行成像,它是一种基于示踪剂的成像方式,具有无创无害、灵敏度高的优势。然而磁粒子成像通过感应线圈测量感应电压,激励磁场会直接耦合到测量线圈中,所产生的直接馈通干扰将降低图像的空间分辨率和测量灵敏度。磁粒子成像的分辨率随磁颗粒的增大而增大,相应也会增加磁纳米粒子的弛豫效应,因而分辨率越高,成像越模糊。

[0004] 磁纳米粒子的磁化强度与温度有关,针对这一磁温特性,2009年John.B.Weaver首次提出利用磁纳米粒子进行温度估计的方法,之后刘文中教授对此进行了深入研究,2018年该团队提出了磁纳米粒子交流磁化率的成像方法。

[0005] 早在2007年,Norton S.J等人提出磁纳米粒子超声成像,该方法通过探测磁纳米粒子振动位移进行成像。2014年,南京师范大学房大伟等对磁感应纳米传感技术进行了研究,建立了磁感应磁声纳米传感实验系统,对磁纳米粒子均匀分布的模型进行了实验研究,并检测到了磁声信号,但并未进行成像研究;2019年,张帅等人提出了基于时间反演的磁动力超声成像方法,取得了纳米粒子磁化率成像,但没有明确声压与磁纳米粒子浓度之间的关系。

### 发明内容

[0006] 基于以上现有技术的不足,本发明所解决的技术问题在于提供一种磁声磁粒子浓度成像装置及成像方法,提出一种基于超顺磁纳米粒子磁力特性产生的声压幅值直接重建磁粒子浓度的新方法,不需要感应线圈接收信号,只需要检测超声波信号即可,旨在实现更高分辨率的生物医疗成像。

[0007] 为了解决上述技术问题,本发明通过以下技术方案来实现:本发明提供一种磁声磁粒子浓度成像装置,包括:

[0008] 梯度磁场激励单元,用于产生梯度磁场并作用于含有超顺磁纳米粒子的成像体;

[0009] 磁声信号采集与显示单元,用于采集磁声信号,并将采集到的信号进行调理和显示;

[0010] 机械驱动扫描单元,与所述磁声信号采集与显示单元连接,用于驱动磁声信号采集与显示单元进行环形扫描接收超声信号;

[0011] 智能中央控制单元,与所述梯度磁场激励单元和机械驱动扫描单元连接,为其提供控制信号和对采集的数据进行处理;

[0012] 数据存储与成像单元,与所述智能中央控制单元连接,用于将采集到的磁声信号进行进一步处理,对磁粒子浓度进行图像重建。

[0013] 进一步的,所述梯度磁场激励单元包括信号发生器、功率放大器、麦克斯韦线圈;

[0014] 所述信号发生器由所述智能中央控制单元控制发出短脉冲信号,经过所述功率放大器后通入所述麦克斯韦线圈中产生梯度磁场。

[0015] 进一步的,所述磁声信号采集与显示单元包括对称排列的水浸式超声换能器、信号调理模块和示波器,所述信号调理模块包括放大器和滤波器;

[0016] 所述水浸式超声换能器采集磁声信号,采集到的信号经由放大器和滤波器进行调理后,送入示波器进行显示。

[0017] 可选的,所述机械驱动扫描单元包括电机驱动模块、步进电机,所述电机驱动模块由所述智能中央控制单元控制并使步进电机动作,实现所述水浸式超声换能器对实验对象的环形扫描工作。

[0018] 进一步的,所述智能中央控制单元包括智能控制器和AD采集模块,所述智能控制器与所述梯度磁场激励单元和机械驱动扫描单元连接;

[0019] 所述AD采集模块与所述滤波器连接,并对调理后的信号进行采集。

[0020] 可选的,所述数据存储与成像单元包括数据采集卡和计算机,所述数据采集卡将处理后的数据进行存储,所述计算机对存储的数据进行处理计算,根据重建算法进行超顺磁纳米粒子浓度成像。

[0021] 本发明还提供一种使用上述磁声磁粒子浓度成像装置的磁声磁粒子浓度成像方法,包括以下步骤:

[0022] S10:初始化参数设置,设置信号采集次数、步进电机旋转步长以及旋转时间;

[0023] S20:启动梯度磁场激励单元,由信号发生器产生脉冲信号,经功率放大器的放大后通入麦克斯韦线圈中,此时在线圈之间会产生梯度磁场,并将含有超顺磁纳米粒子的成像体置于梯度磁场中;

[0024] S30:由磁声信号采集与显示单元中的对称排列的水浸式超声换能器进行超声信号的接收,接收到的超声信号经过放大器与滤波器的信号调理后,送入示波器进行显示;同时由AD采集模块对调理后的信号进行采集,经过FPGA的多次处理与计算后,将数据传送至数据存储与成像单元中的数据采集卡进行存储;

[0025] S40:机械驱动扫描单元接收到控制信号后,由步进电机带动超声换能器进行环形扫描接收超声信号工作,重复采集设定次数后,智能中央控制单元发送指令使旋转架旋转进入下次采集,直到圆周采集结束;

[0026] S50:当圆周采集结束后,利用计算机对采集到的数据进行处理计算,根据重建算法进行超顺磁纳米粒子浓度成像。

[0027] 步骤S50中,建立流体中磁力声源下的线性声压波动方程  $\nabla^2 p - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla \cdot \mathbf{f}$ ,基于时间反演算法利用处理后的磁声信号数据求解磁力,根据磁力与超顺磁纳米粒子浓度的关系  $N = \frac{m_0 \nabla B L(a)}{f}$ ,得到超顺磁纳米粒子浓度分布图像;

[0028] 其中, $p$ 为声压, $c_s$ 为生物组织中声波的传播速度, $f$ 为磁力, $B$ 为磁通密度, $m_0$ 为原子磁矩, $L(a)$ 为朗之万函数, $L(a) = \coth a - \frac{1}{a}$ , $a = \mu_0 m_0 H / (kT)$ , $H$ 为磁场强度, $\mu_0$ 为真空中磁导率, $k$ 为玻尔兹曼常数, $T$ 为温度。

[0029] 由上,本发明的目的是借鉴磁粒子成像的浓度成像原理以及磁声成像利用声信号测量重建图像等研究成果,根据激励测量的具体特点,改变磁粒子成像的信号接收方式,克服直接馈通干扰产生的空间分辨率和测量的灵敏度不足,提出的一种新的磁声磁粒子浓度成像方法,本发明不需要感应线圈接收信号,只需要检测超声波信号即可,旨在实现更高分辨率的生物医疗成像。

[0030] 本发明的磁声磁粒子浓度成像装置区别于现有的感应式磁声电导率成像和注入式磁声电导率成像装置,本发明的检测装置为超声波换能器,克服了磁粒子成像通过感应线圈接收信号而产生的直接馈通干扰的空间分辨率和测量的灵敏度不足,磁场和超声均为医学领域常见的检测手段,安全且易于实现。本发明的磁声磁粒子浓度成像方法融合了超声成像和电成像的多物理场成像技术,具有广泛的研究应用价值。

[0031] 上述说明仅是本发明技术方案的概述,为了能够更清楚了解本发明的技术手段,而可依照说明书的内容予以实施,并且为了让本发明的上述和其他目的、特征和优点能够更明显易懂,以下结合优选实施例,并配合附图,详细说明如下。

## 附图说明

[0032] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例的附图作简单地介绍。

[0033] 图1为本发明优选实施例的磁声磁粒子浓度成像方法的原理示意图;

[0034] 图2为本发明优选实施例的磁声磁粒子浓度成像装置的结构框图;

[0035] 图3是本发明的磁声磁粒子浓度成像装置的FPGA控制系统部分电路图;

[0036] 图4是本发明的磁声磁粒子浓度成像装置的AD采集模块电路图;

[0037] 图5是本发明的磁声磁粒子浓度成像装置的驱动器与步进电机的连接电路图;

[0038] 图6是本发明的磁声磁粒子浓度成像装置的超声换能器与实验对象相对位置关系示意图;

[0039] 图7是本发明的磁声磁粒子浓度成像装置的结构示意图;

[0040] 图8是本发明的磁声磁粒子浓度成像方法的流程图。

## 具体实施方式

[0041] 下面结合附图详细说明本发明的具体实施方式,其作为本说明书的一部分,通过实施例来说明本发明的原理,本发明的其他方面、特征及其优点通过该详细说明将会变得一目了然。在所参照的附图中,不同的图中相同或相似的部件使用相同的附图标号来表示。

[0042] 如图1和图8所示,本发明的磁声磁粒子浓度成像方法的主要原理为:对被超顺磁纳米粒子标记的生物组织施加脉冲梯度磁场,超顺磁纳米粒子被磁化后与梯度磁场相互作用受磁力振动而产生超声波,超顺磁纳米粒子在生物组织中分布的浓度不同导致所受磁力不同,进而导致所产生的声压不同。通过超声探头检测声压的变化,进而根据声压与超顺磁纳米粒子浓度之间确定的非线性关系,重构超顺磁纳米粒子浓度分布图像。

[0043] 如图2所示,本发明磁声磁粒子浓度成像装置由梯度磁场激励单元、机械驱动扫描单元、磁声信号采集与显示单元、智能中央控制单元、数据存储与成像单元组成。其中梯度磁场激励单元包括信号发生器、功率放大器、麦克斯韦线圈;机械驱动扫描单元包括电机驱动模块、步进电机;磁声信号采集与显示单元包括对称排列的水浸式超声换能器、信号调理模块和示波器;智能中央控制单元包括智能控制器和AD采集模块;数据存储与成像单元包括数据采集卡、计算机。

[0044] 实验中利用信号发生器与功率放大器级联,产生周期为20-200Hz的 $\mu\text{s}$ 级脉冲通入麦克斯韦线圈中以产生梯度磁场,输出的电压范围为0-1kV。

[0045] 智能中央控制单元中的智能控制器采用ALTERA公司的Cyclone IV系列FPGA,型号为EP4CE6F17C8,智能控制器还包括JTAG接口电路、电源供电、有源晶振、SPI Flash等,具体电路原理如图3所示。此外,智能控制器还包括八通道AD采集模块,该模块芯片采用AD7606,电路如图4所示,工作时只将滤波器与图中的四通道ADIN1-ADIN4引脚进行连接,作为AD采集的输入信号;图4中的OS0-OS2引脚分别与FPGA的R13、T14、R12引脚连接,引脚功能为过采样选择;CONVSTAB引脚与FPGA的T13引脚连接,引脚功能为数据转换;RD、RESET、BUSY、CS、FIRSTDATA引脚分别与FPGA的T12、R11、T11、R10、R9引脚连接,引脚功能分别分为数据读、复位、数据转换忙、数据读片选、第一个数据;DB0-DB15引脚与FPGA的T8、R7、T7、R6、T6、R5、T5、R4、T4、R3、T3、P3、T2、M9、L10、L9连接,引脚功能全部为AD数据总线。

[0046] 机械驱动扫描单元的电机驱动模块采用TB6600驱动器,工作时TB6600驱动器接法如图5所示采用共阳极接法,将TB6600驱动器的ENA+、DIR+、PUL+接VCC+5V,将ENA-与FPGA的B3引脚连接,DIR-与FPGA的B4引脚连接,PUL-与FPGA的B5引脚连接,通过B3引脚对驱动器进行使能,B4引脚为方向信号,B5引脚为脉冲信号。驱动器的A+和A-接步进电机A相绕组的正负端;驱动器的B+和B-接步进电机B相绕组的正负端。

[0047] 如图7所示,智能中央控制单元控制步进电机使4个超声换能器同时移动,实现对实验对象的环形扫描,扫描步长为 $1^{\circ}$ - $3^{\circ}$ ,扫描范围为 $360^{\circ}$ ,超声换能器的排列方式与实验对象位置关系示意如图6所示。

[0048] 磁声信号采集与显示单元的对称排列的水浸式超声换能器接收超顺磁纳米粒子振动时产生的超声信号,采集到的信号经过前置放大器与滤波器后送至示波器进行显示,其中前置放大器放大倍数可自行选择放大40dB或60dB,滤波器通带参数可根据实验设计参数情况进行调节。

[0049] 本发明的数据存储与成像单元包括数据采集卡与计算机,利用上位机与数据采集卡配套使用,对调理后的信号进行存储,当环扫完成采集结束时,可以通过上位机将数据导出,转存成TXT文件或excel文件形式,最后利用重建算法对数据进行处理,实现对超顺磁纳米粒子浓度图像重建。

[0050] 另外,本发明的磁声磁粒子浓度成像方法的具体实施步骤如下:

[0051] (1) 初始化参数设置,设置信号采集次数、步进电机旋转步长以及旋转时间;

[0052] (2) 启动激励源装置,由信号发生器产生 $\mu\text{s}$ 级脉冲信号,经功率放大器的放大后通入麦克斯韦线圈中,此时在线圈之间会产生梯度磁场,并将含有超顺磁纳米粒子的成像体置于梯度磁场中;

[0053] (3) 由对称排列的水浸式超声换能器进行超声信号的接收,接收到的超声信号经

过前置放大器与滤波器的信号调理后,送入示波器进行显示。同时由AD采集模块对调理后的信号进行采集,经过FPGA的多次处理与计算后,将数据传送至数据采集卡进行存储。

[0054] (4) 机械驱动扫描单元接收到控制信号后,由步进电机带动超声换能器进行环形扫描接收超声信号工作,重复采集设定次数后,智能中央控制单元发送指令使旋转架旋转进入下次采集,直到圆周采集结束。

[0055] (5) 当圆周采集结束后,利用计算机对采集到的数据进行处理计算,根据重建算法进行超顺磁纳米粒子浓度成像。

[0056] 进一步地,步骤(5)中数据处理及重建过程的理论为:

[0057] 当对麦克斯韦线圈施加电流密度 $J_s$ 时,目标区域的空间磁场矢量磁位满足泊松方程为:

$$[0058] \quad \nabla^2 \mathbf{A} = -\mu_0 \mathbf{J}_s \quad (1)$$

[0059] 求解方程(1)得到矢量磁位 $\mathbf{A}$ ,根据 $\mathbf{B}$ 与 $\mathbf{A}$ 之间的关系以及 $\mathbf{B}$ 与 $\mathbf{H}$ 之间的关系

$$[0060] \quad \mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A} \quad (2)$$

$$[0061] \quad \mathbf{H} = \frac{1}{\mu_0} \mathbf{B} \quad (3)$$

[0062] 可求解出目标区域内各个位置磁通密度 $\mathbf{B}$ 及磁场强度 $\mathbf{H}$ 。

[0063] 假设单位体积内超顺磁纳米粒子数量为 $N$ ,当对其施加磁场 $\mathbf{B}$ 时,Langevin顺磁性经典理论下超顺磁纳米粒子的磁化强度 $\mathbf{M}$ 满足:

$$[0064] \quad \mathbf{M} = Nm_0 L(a) \mathbf{e}_H \quad (4)$$

[0065] 式中 $m_0$ 为原子磁矩, $L(a)$ 为朗之万函数, $L(a) = \coth a - \frac{1}{a}$ ,其中 $a = \mu_0 m_0 H / (kT)$ , $H$ 为磁场强度, $\mu_0$ 为真空中磁导率, $k$ 为玻尔兹曼常数, $T$ 为温度,单位为开尔文, $\mathbf{e}_H$ 表示与磁场强度 $\mathbf{H}$ 方向一致的单位向量。

[0066] 单位体积内数量为 $N$ 的超顺磁纳米粒子受到的磁体积力为

$$[0067] \quad \mathbf{f} = Nm_0 \nabla B L(a) \quad (5)$$

[0068] 在医学中被超顺磁纳米粒子标记的生物组织可近似为均匀声学介质,超顺磁纳米粒子在梯度磁场下受磁力振动所激发的超声波满足声压波动方程:

$$[0069] \quad \nabla^2 p - \frac{1}{c_s^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \nabla \cdot \mathbf{f} \quad (6)$$

[0070] 其中 $p$ 为声压, $c_s$ 为生物组织中声波的传播速度。

[0071] 图像重建时先根据采集到的声压信号 $p$ 求解声压波动方程中的声源磁力散度 $\nabla \cdot \mathbf{f}$ ,进而计算磁力 $\mathbf{f}$ 的分布,由于磁通密度及磁力均为时间和位置的函数,则通过以下式子可以计算出某个位置的浓度

$$[0072] \quad N = \frac{m_0 \nabla B L(a)}{f} \quad (7)$$

[0073] 由上面的推导可知,梯度磁场下的不同浓度的超顺磁纳米粒子受到不同程度的磁化,因而受到不同大小的磁力,由此而振动产生的超声声压不同,因此,超顺磁纳米粒子浓度分布与磁力呈明确的非线性关系,通过检测不同位置处点声源产生的声压,从而实现整个空间的超顺磁纳米粒子浓度成像。

[0074] 本发明的主要创新在于采用检测磁声信号的方法对超顺磁纳米粒子进行浓度成像,有效提高了超顺磁纳米粒子成像的空间分辨率。对被超顺磁纳米粒子标记的生物组织施加梯度磁场,检测出声压的幅值和相位,利用声压信息计算出超顺磁纳米粒子浓度矩阵,通过超声探头的环扫来记录每个点声源发出的超声信息,从而求解出不同位置的超顺磁纳米粒子浓度,进而实现整个空间成像。本发明的磁声磁粒子浓度成像方法是一种针对超顺磁纳米粒子融合了超声成像和磁特性成像的多物理场成像技术,可以很好地提高超顺磁纳米粒子成像的空间分辨率。

[0075] 以上所述是本发明的优选实施方式而已,当然不能以此来限定本发明之权利范围,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和变动,这些改进和变动也视为本发明的保护范围。

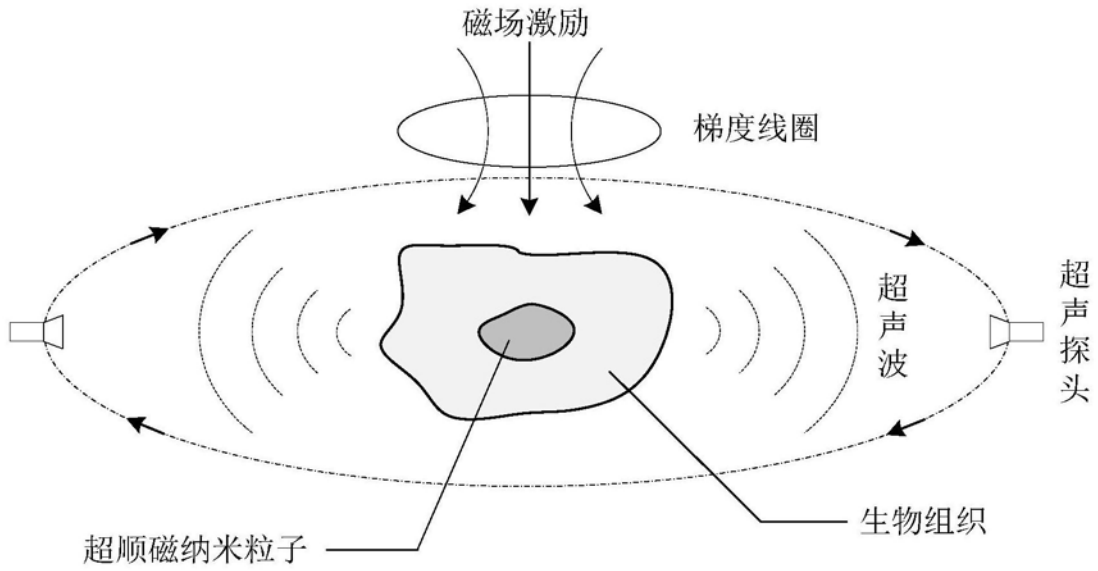


图1

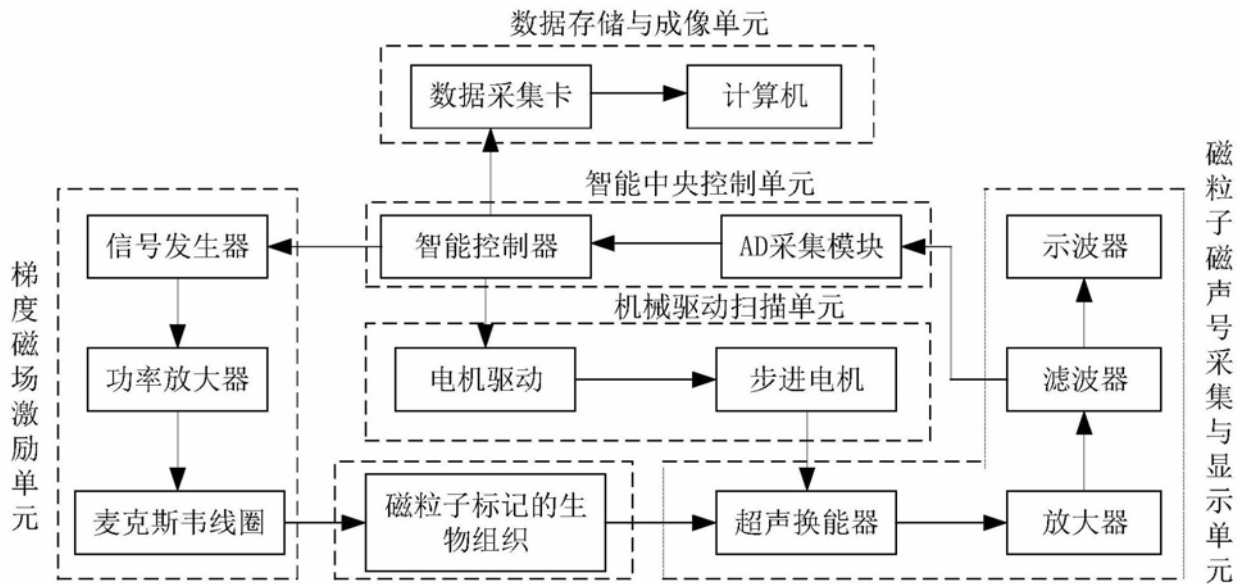
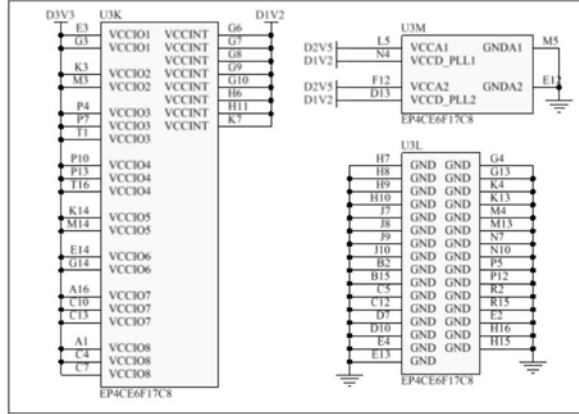
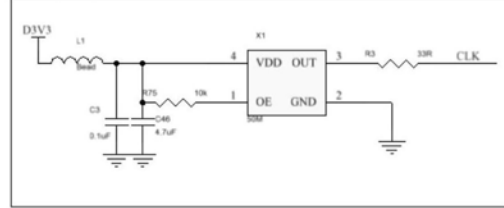


图2

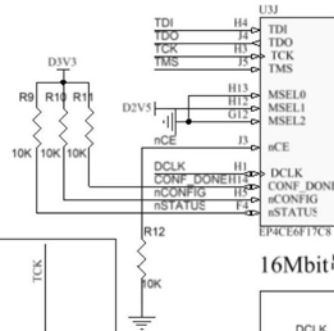
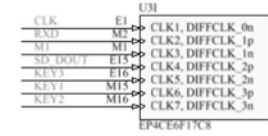
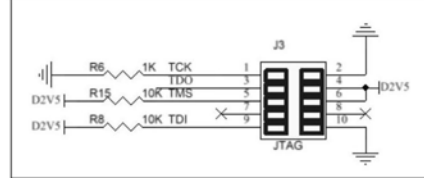
FPGA电源引脚



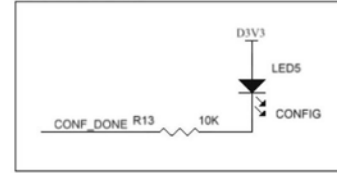
50M晶振



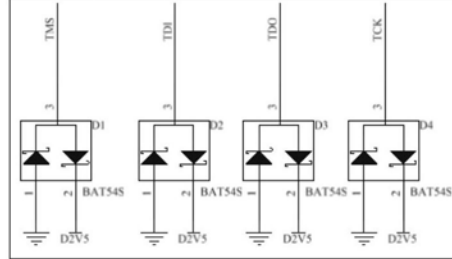
JTAG接口



配置指示灯



JTAG口保护电路



16Mbit串行FLASH(EPCS16)

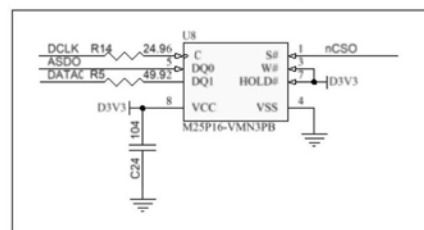


图3

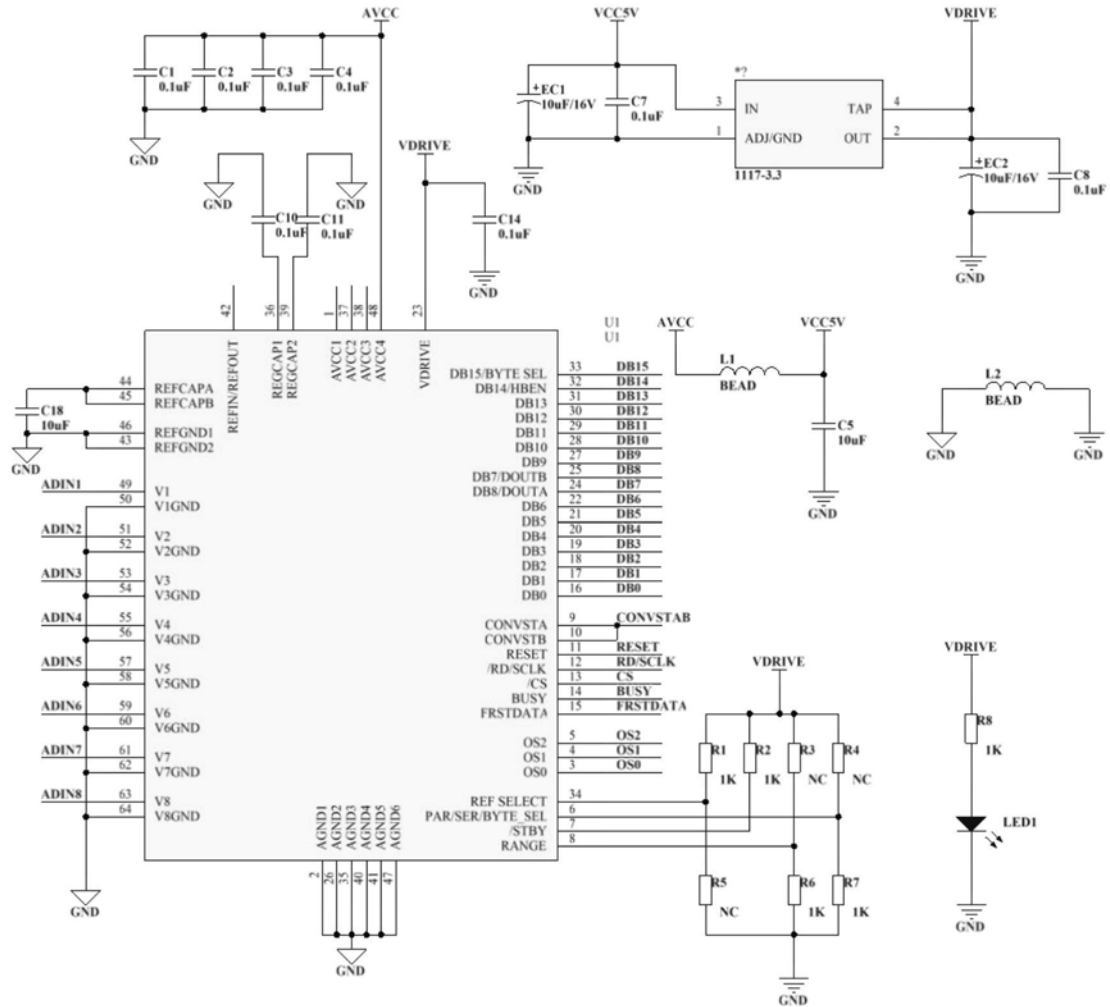


图4

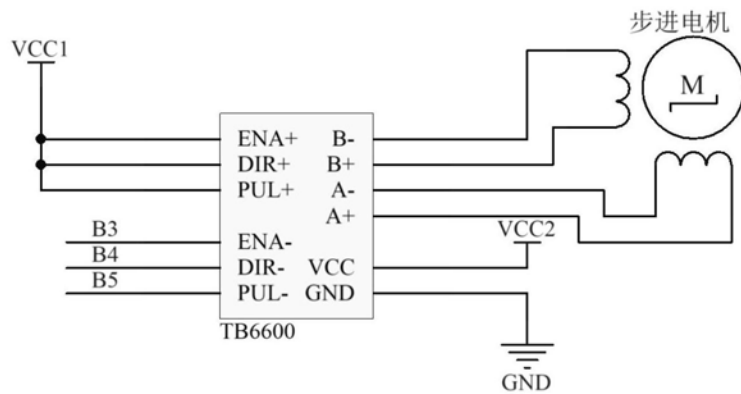


图5

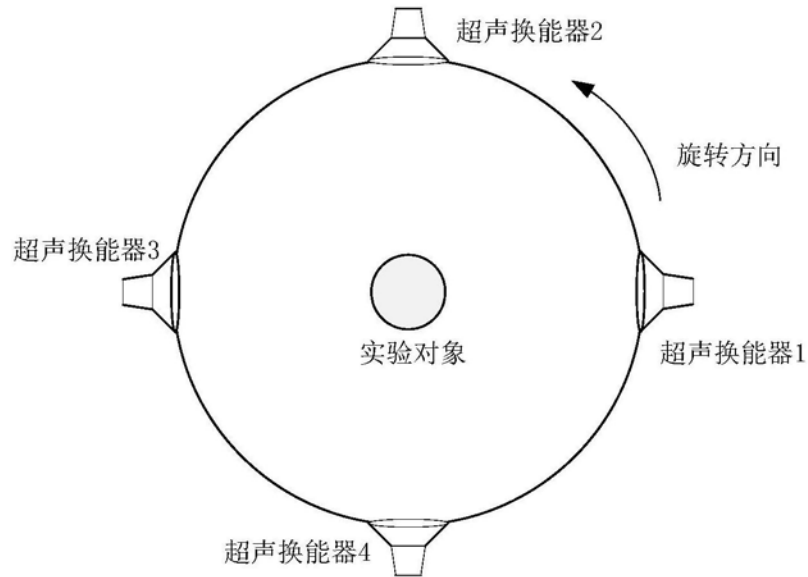


图6

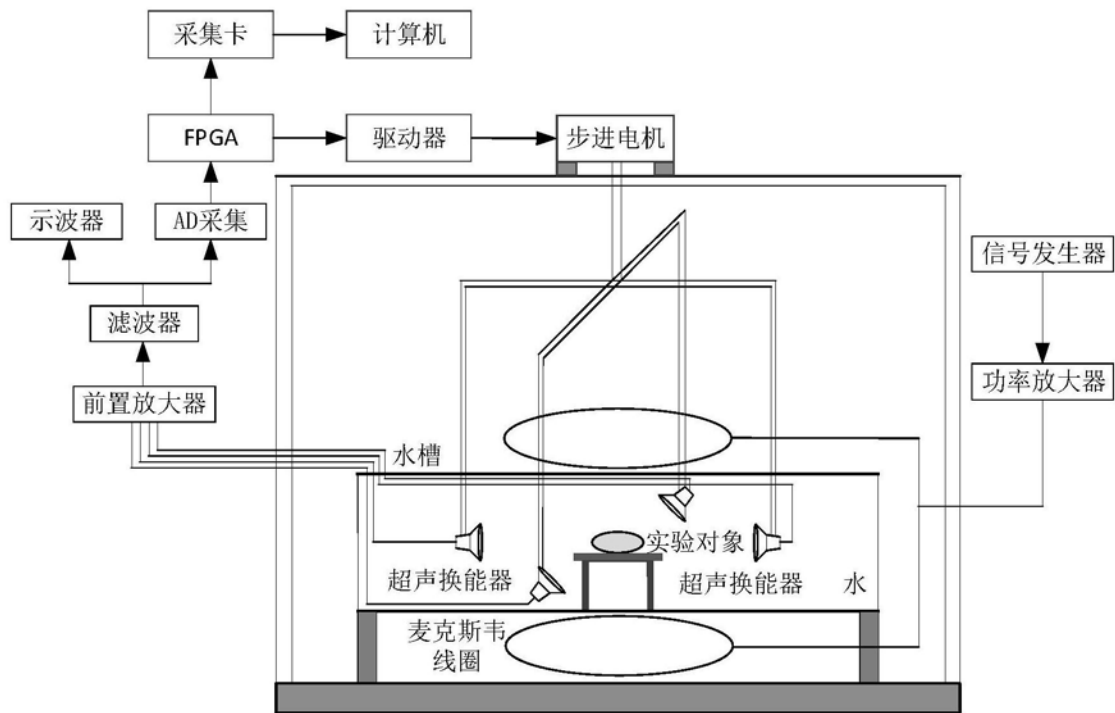


图7

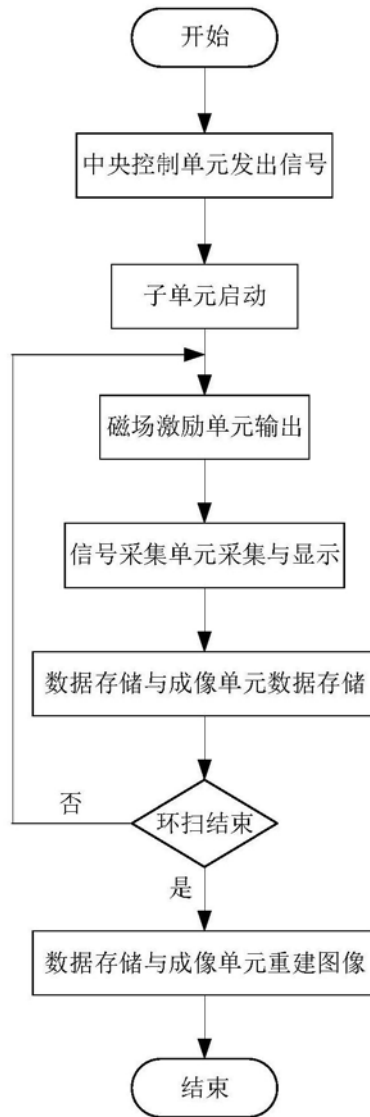


图8

专利名称(译)	一种磁声磁粒子浓度成像装置及成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110755072A</a>	公开(公告)日	2020-02-07
申请号	CN201911067260.X	申请日	2019-11-04
[标]申请(专利权)人(译)	辽宁工程技术大学		
申请(专利权)人(译)	辽宁工程技术大学		
当前申请(专利权)人(译)	辽宁工程技术大学		
[标]发明人	闫孝姮 陈伟华 杨楨 蔡明辰 许正阳		
发明人	闫孝姮 潘也 陈伟华 杨楨 蔡明辰 史晓玉 许正阳		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/00 A61B8/00 G16H30/20		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0093 A61B5/0515 A61B8/48 A61B8/5261 G16H30/20		
代理人(译)	陈晓宁		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种磁声磁粒子浓度成像装置及成像方法，包括：梯度磁场激励单元，产生梯度磁场并作用于含有超顺磁纳米粒子的成像体；磁声信号采集与显示单元，用于采集磁声信号，并将采集到的信号进行调理和显示；机械驱动扫描单元，驱动磁声信号采集与显示单元进行环形扫描接收超声信号；智能中央控制单元，为梯度磁场激励单元和机械驱动扫描单元提供控制信号和对采集的数据进行处理；数据存储与成像单元，将采集到的磁声信号进行进一步处理，对磁粒子浓度进行图像重建。本发明利用声压信息计算出超顺磁纳米粒子浓度矩阵，通过超声探头的环扫来记录每个点声源发出的超声信息，从而求解出不同位置的超顺磁纳米粒子浓度，进而实现整个空间成像。

