(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 207323489 U
(45)授权公告日 2018.05.08

(21)申请号 201720189374.1

(22)申请日 2017.02.28

(73)专利权人 深圳大学
地址 518060 广东省深圳市南山区南海大道3688号

(72)发明人 戴明 陈思平 陈昕 林浩铭

(74)专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理有限公司 44217
代理人 郭伟刚

(51)Int.Cl.
A61B 8/00(2006.01)

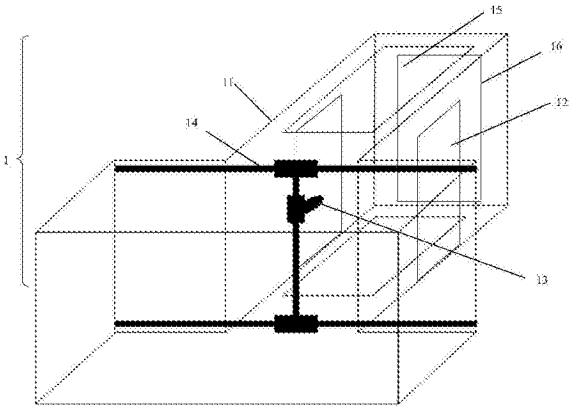
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)实用新型名称

一种用于生物组织的磁声电导率检测装置

(57)摘要

本实用新型公开了一种用于生物组织的磁声电导率检测装置，包括：电导率检测水槽平台、控制及信号处理电路，电导率检测水槽平台包括：检测水槽、静态磁场产生装置、水浸探头、探头运动控制装置、信号检测装置。本实用新型提供的磁声电导率检测装置通过检测生物组织电学特性的改变来早期发现生理病理的异常，为疾病早期诊断提供数据支持，且不使用激励线圈，不存在交变磁场对样品中电流的影响以及对超声换能器等检测设备的干扰，避免了感应式磁声成像中阶跃信号难以实现的问题，降低了电压注入式磁声成像中电极直接检测中电极噪声和接触噪声信号导致的干扰和失真，以及避免了注入电流弥散性分布造成空间分辨率较低的缺点。



CN 207323489 U

1.一种用于生物组织的磁声电导率检测装置，其特征在于，包括：电导率检测水槽平台(1)、控制及信号处理电路(2)，

所述电导率检测水槽平台(1)包括：

用于盛放传输介质并为待测生物组织提供检测区域的检测水槽(11)，当进行生物组织电导率检测时所述传输介质浸没检测区域；

用于在检测区域产生检测所需的静态磁场的静态磁场产生装置(12)，静态磁场产生装置(12)设置在检测水槽(11)中；

用于为待测生物组织提供检测所需的超声波水浸探头(13)，水浸探头(13)附带有温度传感器(131)并设置在检测水槽(11)中；

用于在进行生物组织电导率检测时，控制水浸探头(13)按照预设方式运动的探头运动控制装置(14)，探头运动控制装置(14)与水浸探头(13)连接；

用于获取待测生物组织在检测过程中产生的电压信号的信号检测装置(15)，信号检测装置(15)设置在检测水槽(11)中；

用于根据信号检测装置(15)检测到的电压信号，计算待测生物组织内电导率随水浸探头(13)位置变化而变化的情况，并根据计算结果对待测生物组织内部结构进行成像处理的控制及信号处理电路(2)，控制及信号处理电路(2)分别与水浸探头(13)、温度传感器(131)、探头运动控制装置(14)、以及信号检测装置(15)连接。

2.根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述控制及信号处理电路(2)，包括：

用于产生检测所需的窄脉冲信号的信号发生器(21)；

用于对信号发生器(21)产生的窄脉冲信号进行增益调节的功率放大器(22)，功率放大器(22)与信号发生器(21)连接；

用于根据增益处理后的窄脉冲信号产生水浸探头(13)所需的激励源的频率合成器(24)，频率合成器(24)分别与功率放大器(22)和水浸探头(13)连接；

用于对信号检测装置(15)获取到的电压信号进行放大处理的阻抗匹配及前置放大模块(25)，阻抗匹配及前置放大模块(25)与信号检测装置(15)连接；

用于对放大处理后的电压信号进行带通滤波处理的带通滤波器(26)，带通滤波器(26)与阻抗匹配及前置放大模块(25)连接；

用于将接收到的模拟信号转为相应的数字信号的模数转换器(29)，模数转换器(29)与带通滤波器(26)连接；

用于根据接收到的数字信号进行成像处理的成像处理模块(30)，成像处理模块(30)与模数转换器(29)连接；

用于驱动探头运动控制装置(14)工作的探头驱动电路(31)，探头驱动电路(31)与探头运动控制装置(14)连接；

微控制处理单元(32)，分别与信号发生器(21)、功率放大器(22)、成像处理模块(30)、以及探头驱动电路(31)连接。

3.根据权利要求2所述的装置，其特征在于，所述控制及信号处理电路(2)，还包括：用于储存检测数据的储存器(33)，储存器(33)与微控制处理单元(32)连接。

4.根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述静态磁场产生装置(12)包括：两块平行放置的静磁体。

5.根据权利要求4所述的装置，其特征在于，所述信号检测装置(15)包括：两块用于获取待测生物组织在检测过程中产生的电压信号的金属电极。

6.根据权利要求5所述的装置，其特征在于，两块静磁体在电导率检测水槽平台(1)中的放置方位、两块金属电极在电导率检测水槽平台(1)中的放置方位、以及水浸探头(13)在电导率检测水槽平台(1)中的放置方位，两两之间相互垂直。

7.根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述电导率检测水槽平台(1)还包括：用于吸收穿过待测生物组织的超声波的超声波吸收挡板(16)，超声波吸收挡板(16)设置在检测水槽(11)中。

8.根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述传输介质为除掉氧气和杂质的纯净水。

9.根据权利要求1-8任一项所述的装置，其特征在于，还包括：用于显示成像结果的LED显示器(3)，LED显示器(3)与控制及信号处理电路(2)连接。

10.根据权利要求1-8任一项所述的装置，其特征在于，还包括：PC端(4)，PC端(4)与控制及信号处理电路(2)连接。

一种用于生物组织的磁声电导率检测装置

技术领域

[0001] 本实用新型涉及癌症检测技术领域，特别涉及一种用于生物组织的磁声电导率检测装置。

背景技术

[0002] 随着社会节奏的加快，人们压力的提高，空气及环境污染的加重，越来越多的癌症患者被发现，有的癌症患者被发现时已经是癌症晚期，很难有治愈的转机，若有一种能在癌症早期或癌症形成初期就能诊断癌症即将产生的装置，那将会造福于全人类。

[0003] 在当前成像系统中，X-CT所成图像具有分辨率高，对比度好的特点，但由于X射线具有电离辐射，因而对人体具有一定的伤害，从而使其应用范围受到限制；超声成像具有成像快，分辨率高，对人体没有伤害等优点，但其对比度较差，因而图像的清晰度受到了限制。且超声成像跟X-CT一样，所成图像均为形态解剖学成像，不对人体组织进行功能性成像，只有当患者病杜组织发生形态病变后，才能在影像中显现，因此难以对患者病情进行早期诊断。磁共振虽然具有分辨率高，容易获取三维图像的优势，但目前已得到广泛应用的传统磁共振技术也不能对人体组织和器官进行功能成像，且磁共振成像造价昂贵，使用和维护费用极高，因而难以在普通百姓中普及。早期癌症患者无法通过超声，X-CT，磁共振等方法诊断出癌症，只有当癌症达到一定程度之后才能通过超声，活检等方法进行确诊，因而需要一种对癌症病变前早期发展阶段进行检测的方法和评估的机制，从而及时提醒癌症患者进行早期治疗，从而避免错过较佳治疗时间。

实用新型内容

[0004] 为了解决现有技术的问题，本实用新型实施例提供了一种用于生物组织的磁声电导率检测装置。所述技术方案如下：

[0005] 一方面，本实用新型实施例提供了一种用于生物组织的磁声电导率检测装置，所述装置包括：电导率检测水槽平台、控制及信号处理电路，

[0006] 所述电导率检测水槽平台包括：

[0007] 检测水槽，用于盛放传输介质并为待测生物组织提供检测区域，当进行生物组织电导率检测时所述传输介质浸没检测区域；

[0008] 静态磁场产生装置，设置在检测水槽中，用于在检测区域产生检测所需的静态磁场；

[0009] 水浸探头，附带有温度传感器并设置在检测水槽中，用于为待测生物组织提供检测所需的超声波，并反馈水浸探头的内部温度信息；

[0010] 探头运动控制装置，与水浸探头连接，用于在进行生物组织电导率检测时，控制水浸探头按照预设方式运动；

[0011] 信号检测装置，设置在检测水槽中，用于获取待测生物组织在检测过程中产生的电压信号；

[0012] 控制及信号处理电路，分别与水浸探头、探头运动控制装置、以及信号检测装置连接，用于驱动探头运动控制装置来带动水浸探头运动、控制水浸探头产生超声波、以及根据温度传感器反馈的温度信息来调节水浸探头的功率；

[0013] 控制及信号处理电路，还用于根据信号检测装置检测到的电压信号，计算待测生物组织内电导率随水浸探头位置变化而变化的情况，并根据计算结果对待测生物组织内部结构进行成像处理。

[0014] 在本实用新型实施例上述的磁声电导率检测装置中，所述控制及信号处理电路，包括：

[0015] 信号发生器，用于产生检测所需的窄脉冲信号；

[0016] 功率放大器，与信号发生器连接，用于对信号发生器产生的窄脉冲信号进行增益调节；

[0017] 频率合成器，分别与功率放大器和水浸探头连接，用于根据增益处理后的窄脉冲信号产生水浸探头所需的激励源；

[0018] 阻抗匹配及前置放大模块，与信号检测装置连接，用于对信号检测装置获取到的电压信号进行放大处理；

[0019] 带通滤波器，与阻抗匹配及前置放大模块连接，用于对放大处理后的电压信号进行带通滤波处理；

[0020] 模数转换器，与带通滤波器连接，用于将接收到的模拟信号转为相应的数字信号；

[0021] 成像处理模块，与模数转换器连接，用于根据接收到的数字信号进行成像处理；

[0022] 探头驱动电路，与探头运动控制装置连接，用于驱动探头运动控制装置工作；

[0023] 微控制处理单元，分别与信号发生器、功率放大器、成像处理模块、以及探头驱动电路连接。

[0024] 在本实用新型实施例上述的磁声电导率检测装置中，所述控制及信号处理电路，还包括：储存器，与微控制处理单元连接，用于储存检测数据。

[0025] 在本实用新型实施例上述的磁声电导率检测装置中，所述静态磁场产生装置包括：两块平行放置的静磁体。

[0026] 在本实用新型实施例上述的磁声电导率检测装置中，所述信号检测装置包括：两块用于获取待测生物组织在检测过程中产生的电压信号的金属电极。

[0027] 在本实用新型实施例上述的磁声电导率检测装置中，两块静磁体在电导率检测水槽平台中的放置方位、两块金属电极在电导率检测水槽平台中的放置方位、以及水浸探头在电导率检测水槽平台中的放置方位，两两之间相互垂直。

[0028] 在本实用新型实施例上述的磁声电导率检测装置中，所述电导率检测水槽平台还包括：超声波吸收挡板，设置在检测水槽中，用于吸收穿过待测生物组织的超声波。

[0029] 在本实用新型实施例上述的磁声电导率检测装置中，所述传输介质为除掉氧气和杂质的纯净水。

[0030] 在本实用新型实施例上述的磁声电导率检测装置中，还包括：发光二极管(Light Emitting Diode，简称“LED”)显示器，与控制及信号处理电路连接，用于显示成像结果。

[0031] 在本实用新型实施例上述的磁声电导率检测装置中，还包括：电脑(Personal Computer，简称“PC”)端，与控制及信号处理电路连接。

[0032] 本实用新型实施例提供的技术方案带来的有益效果是：

[0033] 提供的磁声电导率检测装置通过检测生物组织电学特性的改变来早期发现生理，病理的异常，为疾病早期诊断提供数据支持，且该磁声电导率检测装置与感应式磁声电导率检测方法及电压注入式磁声电导率检测方法相比，不使用激励线圈，不存在交变磁场对样品中电流的影响以及对超声换能器等检测设备的干扰，避免了感应式磁声成像中阶跃信号难以实现的问题，降低了电压注入式磁声成像中电极直接检测中电极噪声和接触噪声信号导致的干扰和失真，以及避免了注入电流弥散性分布造成空间分辨率较低的缺点。

附图说明

[0034] 为了更清楚地说明本实用新型实施例中的技术方案，下面将对实施例描述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实用新型的一些实施例，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0035] 图1是本实用新型实施例一提供的一种电导率检测水槽平台的结构示意图；

[0036] 图2是本实用新型实施例一提供的一种用于生物组织的磁声电导率检测装置结构示意图。

具体实施方式

[0037] 为使本实用新型的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合附图对本实用新型实施方式作进一步地详细描述。

[0038] 实施例一

[0039] 本实用新型实施例提供了一种用于生物组织的磁声电导率检测装置，适用于对生物组织内部结果进行功能性成像检测，尤其适用于对生物组织早期的病变情况进行检测，参见图1和图2，该装置可以包括：电导率检测水槽平台1、控制及信号处理电路2。

[0040] 其中，电导率检测水槽平台1可以包括：

[0041] 检测水槽11，用于盛放传输介质并为待测生物组织提供检测区域，当进行生物组织电导率检测时所述传输介质浸没检测区域。在实际应用中，一般放置水槽容积4/5左右的传输介质，并确保待测生物组织被淹没。传输介质可以为除掉氧气和杂质的纯净水，需要说明的是，这里的纯净水并非理论中不含任何杂质的水，而是经过纯化处理后，氧气和杂质含量很少，导电率极低，对后续生物组织电导率的检测干扰小，且很好的克服水浸探头13与待测生物组织之间超声波传播的声衰减。

[0042] 静态磁场产生装置12，附带有温度传感器131并设置在检测水槽11中，用于在检测区域产生检测所需的静态磁场，并反馈水浸探头13的内部温度信息。在本实施例中，静态磁场产生装置12可以由两块平行放置的静磁体来实现(该静磁铁的形状不限，优选为方形静磁体)。反馈水浸探头13的内部温度用来防止激励信号持续时间过长或连续波激励导致激励功率超过水浸探头13的额定功率时，造成探头的损坏。

[0043] 水浸探头13，设置在检测水槽11中，用于为待测生物组织提供检测所需的超声波。在本实施例中，采用活塞状的平面超声换能器，其为中心频率为2.5M Hz，带宽为1M Hz的水浸探头。

[0044] 探头运动控制装置14，与水浸探头13连接，用于在进行生物组织电导率检测时，控制水浸探头13按照预设方式运动。在本实施例中，探头运动控制装置14可以为步进电机及其相应的导轨、滑块等机械结构组成，在图1的示例中，探头运动控制装置14采用二维探头控制方式(包括水平方向和垂直方向上的探头移动)，确保水浸探头13能在空间平面内进行精准超声激励并能精确定位水浸探头13的位置。

[0045] 信号检测装置15，设置在检测水槽11中，用于获取待测生物组织在检测过程中产生的电压信号。在本实施例中，信号检测装置15可以包括两块金属电极(例如：铜电极、铝电极等)，用于检测电压信号。需要说明的是，待测生物组织在检测过程中会产生多种信号，相比其他信号的检测，电压信号更容易被检测和处理，因此信号检测装置15主要是采集电压信号。在本实施例中，在静态磁场产生装置12、水浸探头13、以及信号检测装置15之间相对位置的设计时，参见图1，静态磁场产生装置12的两块静磁体在电导率检测水槽平台1中的放置方位、信号检测装置15中的两块金属电极在电导率检测水槽平台1中的放置方位、以及水浸探头13在电导率检测水槽平台1中的放置方位，两两之间相互垂直。即在待测生物组织中，静态磁场产生装置12产生的静磁场方向、水浸探头13产生的超声波传播方向、以及信号检测装置15检测到的电流方向，两两之间相互垂直。在图1所示的例子中，静态磁场产生装置12的两块静磁体放置在待测生物组织的左右方位，信号检测装置15中的两块金属电极放置在待测生物组织的上下方位，水浸探头13正对待测生物组织的前后方位。

[0046] 控制及信号处理电路2，分别与水浸探头13、温度传感器131、探头运动控制装置14、以及信号检测装置15连接，用于驱动探头运动控制装置14来带动水浸探头13运动、控制水浸探头13产生超声波、以及根据温度传感器131反馈的温度信息来调节水浸探头13的功率。在本实施例中，控制及信号处理电路2接收到水浸探头13内温度传感器131检测得到的温度过高时，将会通过减小增益调节的幅值或者减小单位时间内窄脉冲信号的个数来调节超声激励探头的功率，从而达到保护探头，防止探头被烧坏的目的。

[0047] 控制及信号处理电路2，还用于根据信号检测装置15检测到的电压信号，计算待测生物组织内电导率随水浸探头13位置变化而变化的情况，并根据计算结果对待测生物组织内部结构进行成像处理。

[0048] 此外，参见图1，该电导率检测水槽平台1还可以包括：超声波吸收挡板16，设置在检测水槽11中，用于吸收穿过待测生物组织的超声波，减弱超声激励声波信号在生物组织(或仿体)和水槽中的多次反射干扰。

[0049] 需要说明的是，由于人体组织的电特性与组织的结构，功能，生理，病理等状况息息相关，因而生物组织在发生早期病变且尚未在形态结构上产生改变时，生物组织内各种化学物质所带电荷量和电荷的空间分布将首先发生变化，宏观上表现为病变部位生物组织的电特性(电阻抗，电导率，介电常量)的改变，因此，通过早期对组织电特性的检测就可无损的检测组织的病变情况，从而达到对病变组织早期诊断，早期治疗的目的。

[0050] 生物组织的结构，类型，温度，含水量以及病理状态会导致电阻抗的明显变化，而生理和病理的变化将会改变组织细胞膜的通透性和细胞液浓度，从而影响电阻抗的特性，利用电阻抗成像检测方法不仅可以对生物组织器官的种类进行区分，而且可对生理，病理状态进行识别，并通过检测生物组织电学特性的改变来早期发现生理，病理的异常，为疾病早期诊断提供数据支持。因此需要一种能够对生物组织电导率进行检测，进而对生物组织

病变情况进行早期诊断的装置，当前对电导率检测方法中传统电导率检测方法并不适合于生物组织中电导率的检测，而感应式磁声电导率检测方法使用激励线圈，存在交变磁场对样品中电流的影响以及对超声换能器等检测设备的干扰，且感应式磁声成像中阶跃信号难以实现；电压注入式磁声检测方法将电流注入组织体中，其注入电流弥散性分布造成空间分辨率较低。

[0051] 而本实施例提供的用于生物组织的磁声电导率检测装置中，超声波脉冲作用于低电导率生物组织目标体，在生物组织目标体内产生振动速度为V的质点振动，其在静磁场作用下产生等效电场源，并引起生物组织目标体中点流程的分布，即通过声场(由超声波产生)和静磁场激励在生物组织目标体中耦合产生电流场的过程，然后通过与磁场方向和超声探头(即水浸探头13)激励方向两两垂直的电极对，去测量生物组织表面的电压信号，通过三维控制台对超声探头进行扫描，并对扫描位置进行记录，同时通过对电极检测到的电压信号进行采集，并结合超声波激励信号的特性，从电极采集到的电压信号中分析出生物组织电导率信息的过程，在求解生物组织电导率过程中，需要求解声场的正问题及电磁场的逆问题，及通过超声激励生物组织获得生物组织目标体质点的振动速度的正问题求解，同时根据互逆定理，需要从所检测到的电压信号中反演出目标体中电流密度分布的逆问题求解。通过求解电流密度分布进而求出生物组织电导率相关信息(即已知目标体表面所测得的电极间电压U_{ab}，振动速度v和静磁场B_0，采用数值计算方法再求解目标体的电导率分布)。

[0052] 因此，本实施例提供的用于生物组织的磁声电导率检测装置，通过检测与生物组织的硬度，弹性等信息相关的电阻抗特性，从而通过对生物组织电导率信号进行成像的方法来对生物组织早期的病变情况进行诊断，从而预防或及时防止组织病变加重。

[0053] 具体地，参见图2，控制及信号处理电路2可以包括：

[0054] 信号发生器21，用于产生检测所需的窄脉冲信号。在本实施例中，信号发生器21采用直接数字式频率合成器(Direct Digital Synthesizer，简称“DDS”)制备，具有成本及功耗低、还具有分辨率高和转换时间快速等优点。在实际应用中，采用具有调幅、调频和调相等调制功能及片内D/A变换器的AD7008 DDS芯片来实现。

[0055] 功率放大器22，与信号发生器21连接，用于对信号发生器21产生的窄脉冲信号进行增益调节，主要是进行功率放大和输出幅度调节。

[0056] 频率合成器24，分别与功率放大器22和水浸探头13连接，用于根据增益处理后的窄脉冲信号产生水浸探头13所需的激励源。

[0057] 阻抗匹配及前置放大模块25，与信号检测装置15连接，用于对信号检测装置15获取到的电压信号进行放大处理。在本实施例中，阻抗匹配及前置放大模块25一是用于电极间电阻与前置放大电路输入端之间电阻的匹配；二是对电极间微弱的电压信号进行放大，本实用新型采用高带宽仪表放大器作为前置放大器，且采用差分输入方式来提高前置放大的信噪比。

[0058] 带通滤波器26，与阻抗匹配及前置放大模块25连接，用于对放大处理后的电压信号进行带通滤波处理，在本实施例中，其带通范围为1.2～8M Hz。

[0059] 模数转换器29，与带通滤波器26连接，用于将接收到的模拟信号转为相应的数字信号。在实际应用中，可以采用12位AD9235芯片、3V单电源供电，其采样率高达65MSPS的模

数转换器，且内置一个高性能采样保持放大器和基准电压源。并采用多级差分流水线架构，内置输出纠错逻辑，因此在20/40/65MSPS可选数据速率时可确保在整个工作温度范围内无失码。

[0060] 成像处理模块30，与模数转换器29连接，用于根据接收到的数字信号进行成像处理。在本实施例中，采用现场可编程门阵(Field－Programmable Gate Array，简称“FPGA”)制备。

[0061] 探头驱动电路31，与探头运动控制装置14连接，用于驱动探头运动控制装置14工作，主要是驱动探头运动控制装置14中的步进电机的工作。

[0062] 微控制处理单元32，分别与信号发生器21、功率放大器22、成像处理模块30、以及探头驱动电路31连接。在本实施例中，微控制处理单元32可以采用Samsung公司的S3C6410作为处理器芯片，S3C6410是一个16/32位旨在提供一个成本效益、功耗低，性能高的R1SC微处理器。

[0063] 进一步地，参见图2，控制及信号处理电路2还可以包括：储存器33，与微控制处理单元32连接，用于储存检测数据。

[0064] 进一步地，参见图2，用于生物组织的磁声电导率检测装置还可以包括：LED显示器3，与控制及信号处理电路2连接，用于显示成像结果。

[0065] 进一步地，参见图2，用于生物组织的磁声电导率检测装置还可以包括：PC端4，与控制及信号处理电路2连接。

[0066] 下面结合图1和图2，简述一下工作过程：

[0067] 通过微控制处理单元32给信号发生器21发出信号调节控制指令，发出相应的窄脉冲信号，并通过功率放大器22对产生的窄脉冲信号进行增益处理后，传输至频率合成器24，产生水浸探头所需的激励源。同时，微控制处理单元32还会根据温度传感器131反馈的温度信息来调节水浸探头13的功率，防止探头被烧坏。另外，将水浸探头13安装在探头运动控制装置14上，且确保水浸探头13的探头部分置于水槽中以及超声波发射面正对待测生物组织，根据线性调频激励信号以及超声波探头的频带特点，超声激励波在生物组织(或仿体)中传播，使生物组织(或仿体)中的局部质点振动，振动的质点在静磁场作用下产生洛仑磁力，使正负电荷分离，从而在电极两端产生可被检测的微弱电压信号，通过对微弱电压信号进行阻抗匹配及前置放大，并通过带通范围为1.2～8M Hz的带通滤波器26进行硬件滤波后，通过模数转换器29对带通滤波后的信号进行ADC采集，然后再输出给成像处理模块30进行数字滤波，FFT(快速傅里叶变换)及结合探头运动位置信号及相应成像算法进行空间内电导率成像，最后成像处理模块30将显示生物组织电导率空间成像的图片信息发送给微控制处理单元32，微控制处理单元32再控制LED显示器3进行显示和存储，也可通过USB控制器将上述成像数据发送给PC端4，在PC端4进行更多处理及电导率成像显示。

[0068] 本实用新型实施例提供的磁声电导率检测装置通过检测生物组织电学特性的改变来早期发现生理，病理的异常，为疾病早期诊断提供数据支持，且该磁声电导率检测装置与感应式磁声电导率检测方法及电压注入式磁声电导率检测方法相比，不使用激励线圈，不存在交变磁场对样品中电流的影响以及对超声换能器等检测设备的干扰，避免了感应式磁声成像中阶跃信号难以实现的问题，降低了电压注入式磁声成像中电极直接检测中电极噪声和接触噪声信号导致的干扰和失真，以及避免了注入电流弥散性分布造成空间分辨率

较低的缺点。

[0069] 以上所述仅为本实用新型的较佳实施例，并不用以限制本实用新型，凡在本实用新型的精神和原则之内，所作的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本实用新型的保护范围之内。

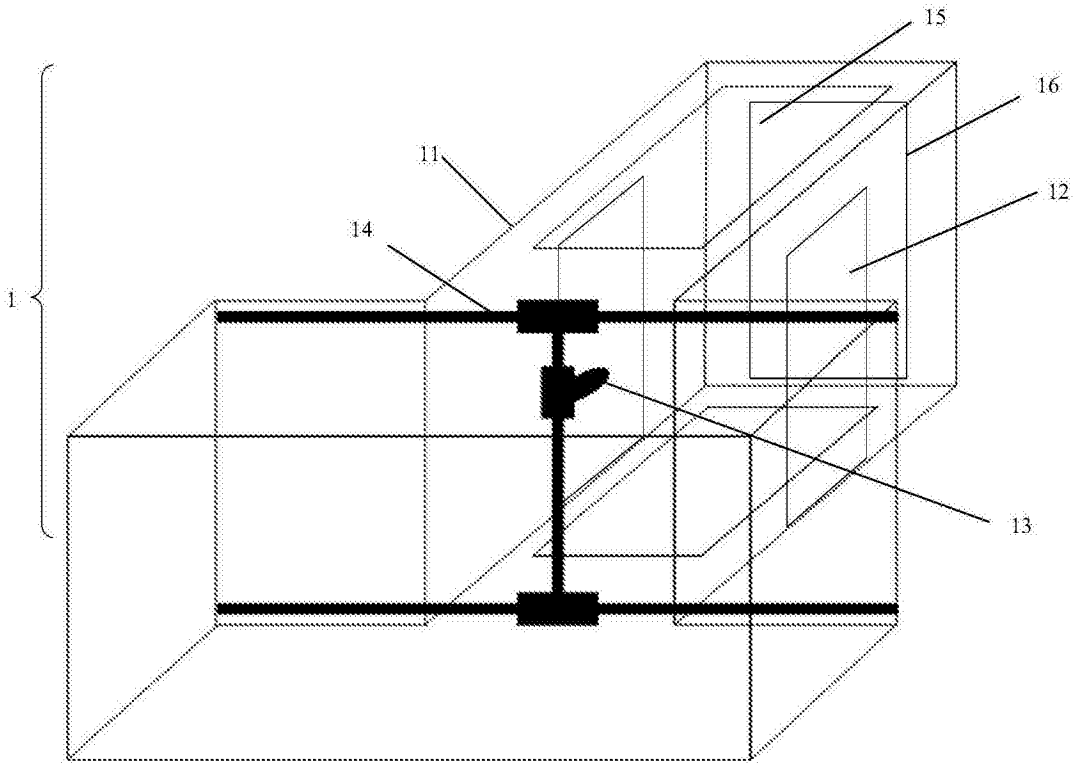


图1

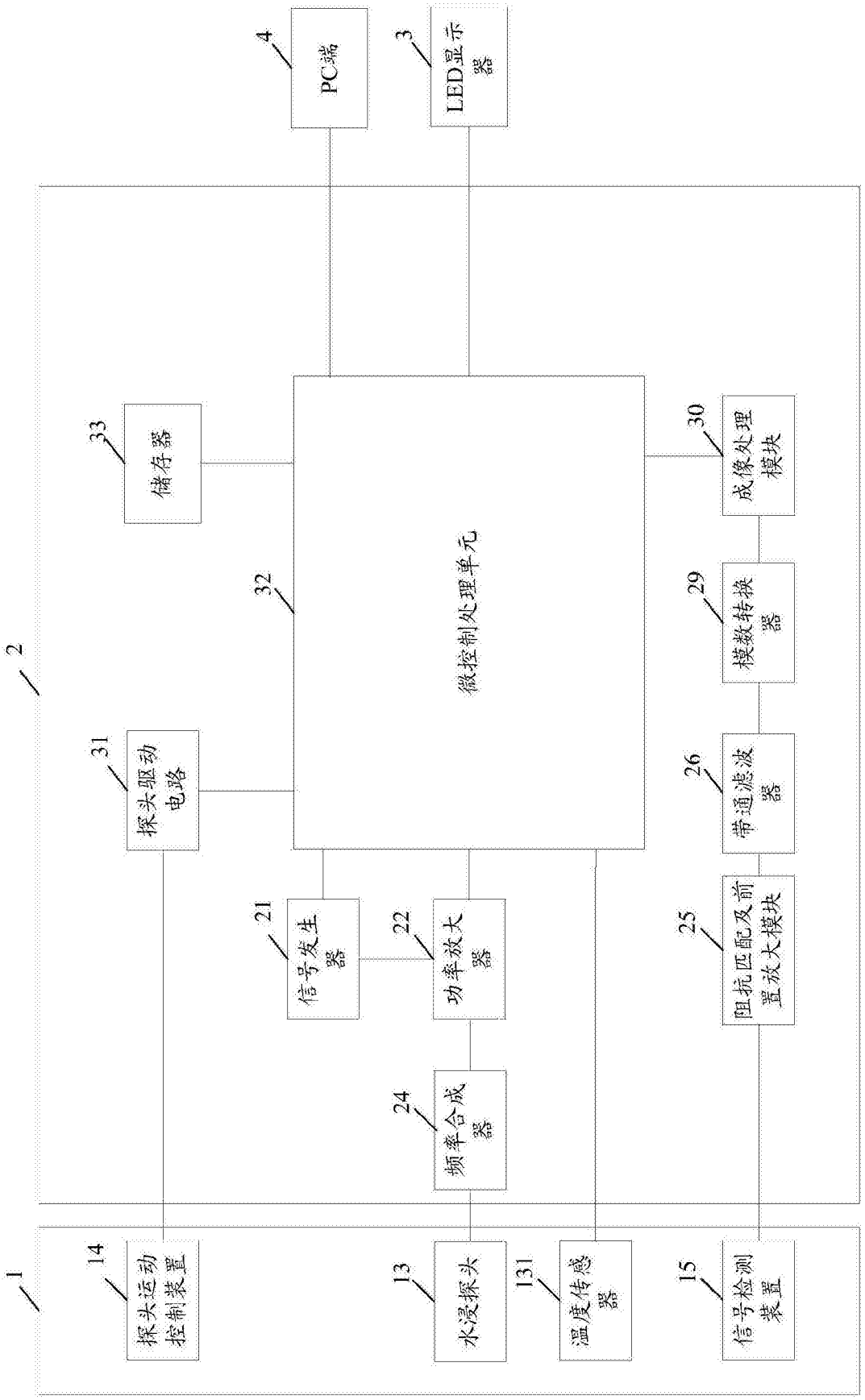
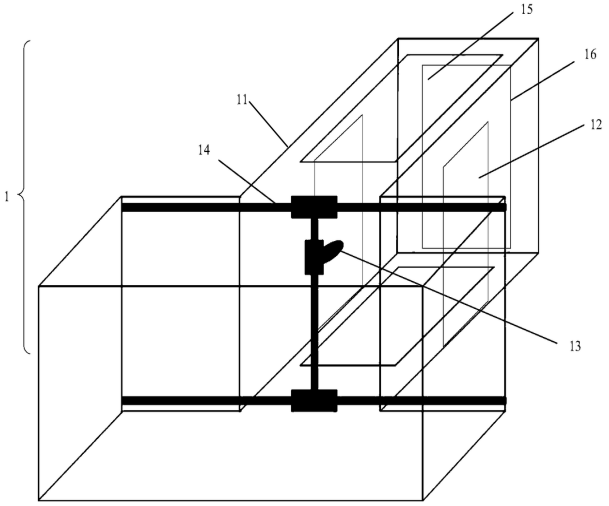

PC端
4
LED显示器
3
2
储存器
33
微控制处理单元
32
成像处理模块
30
模数转换器
29
探头驱动电路
31
带通滤波器
26
信号发生器
21
功率放大器
22
阻抗匹配及前置放大模块
25
频率合成器
24
1
探头运动控制装置
14
水浸探头
13
温度传感器
131
信号检测装置
15

图2

专利名称(译)	一种用于生物组织的磁声电导率检测装置		
公开(公告)号	CN207323489U	公开(公告)日	2018-05-08
申请号	CN201720189374.1	申请日	2017-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	深圳大学		
申请(专利权)人(译)	深圳大学		
当前申请(专利权)人(译)	深圳大学		
[标]发明人	戴明 陈思平 陈昕 林浩铭		
发明人	戴明 陈思平 陈昕 林浩铭		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	郭伟刚		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种用于生物组织的磁声电导率检测装置，包括：电导率检测水槽平台、控制及信号处理电路，电导率检测水槽平台包括：检测水槽、静态磁场产生装置、水浸探头、探头运动控制装置、信号检测装置。本实用新型提供的磁声电导率检测装置通过检测生物组织电学特性的改变来早期发现生理病理的异常，为疾病早期诊断提供数据支持，且不使用激励线圈，不存在交变磁场对样品中电流的影响以及对超声换能器等检测设备的干扰，避免了感应式磁声成像中阶跃信号难以实现的问题，降低了电压注入式磁声成像中电极直接检测中电极噪声和接触噪声信号导致的干扰和失真，以及避免了注入电流弥散性分布造成空间分辨率较低的缺点。