



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104434198 B

(45)授权公告日 2017.09.22

(21)申请号 201310423727.6

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2013.09.17

A61B 8/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 廖叶子

申请公布号 CN 104434198 A

(43)申请公布日 2015.03.25

(73)专利权人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

地址 518067 广东省深圳市南山区蛇口南海大道1019号南山医疗器械园B栋三楼

(72)发明人 鲁应君 谢锡城

(74)专利代理机构 深圳市港湾知识产权代理有限公司 44258

代理人 孙强

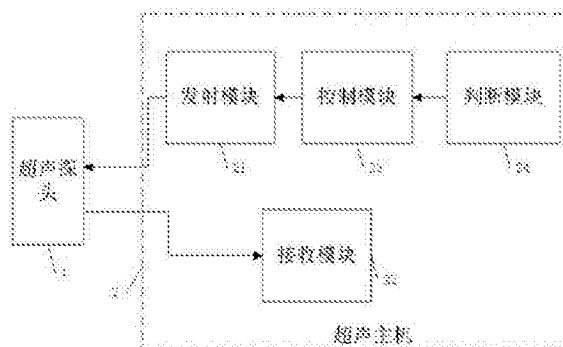
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

一种双模式超声主机及应用该超声主机上的超声探头

(57)摘要

本发明涉及一种双模式超声主机,属于电子医疗设备领域,可以支持在CW模式和PW模式两种模式下工作,包括发射模块、接收模块、控制模块、判断模块。本发明在现有的脉冲波模式超声主机中增加了连续波模式,连续波模式发射数据和接收数据是同时的,能够不间断的检测信号,从而减少信号的丢失。通过实现一种双模式的超声主机可以用来检测人体的心脏等部位,解决了目前探头模式少,功能不全的问题。



1. 一种双模式超声主机, 该超声主机可外接超声探头, 其特征在于, 包括: 发射模块、接收模块、控制模块、判断模块;

所述判断模块用于判断输入的控制指令为连续波指令还是脉冲波指令, 并将判断结果发送至控制模块;

所述控制模块内设脉冲波和连续波的波形数据, 所述控制模块根据判断模块发送的判断结果调取对应的波形数据发送至发射模块;

所述发射模块接收对应的波形数据并将波形数据转换成对应的激励电压发送至超声探头;

所述接收模块接收来自探头采集的回波信号, 处理得到数字信号并将数字信号输出。

2. 如权利要求1所述的一种双模式超声主机, 其特征在于, 还包括指令输入模块, 所述指令输入模块用于输入控制指令, 所述控制指令包括连续波指令和脉冲波指令。

3. 如权利要求2所述的一种双模式超声主机, 其特征在于, 还包括显示模块, 所述显示模块接收来自接收模块的数字信号并进行显示。

4. 如权利要求3所述的一种双模式超声主机, 其特征在于, 所述发射模块包括驱动芯片和发射芯片;

所述驱动芯片, 接收控制模块发射的控制信号并进行缓冲处理, 提供大电流和高电压给发射芯片;

所述发射芯片, 发射连续波激励电压或脉冲波激励电压给超声探头。

5. 如权利要求4所述的一种双模式超声主机, 其特征在于, 所述发射芯片发射连续波激励电压时采用的是五电平; 所述发射芯片发射脉冲波激励电压时采用的是三电平。

6. 如权利要求5所述的一种双模式超声主机, 其特征在于, 所述接收模块包括:

信号解调单元, 用于对接收信号先进行波束合成, 通过I/Q解调转换为基带信号;

信号放大单元, 将信号的幅值放大到需要的幅度, 便于后级信号的采集;

信号采集单元, 用于将采集到的差分信号转换为单端信号, 并将信号通过模数转换器转换为模拟信号, 再将模拟信号转为为数字信号, 然后传输给显示模块进行显示。

7. 如权利要求6所述的一种双模式超声主机, 其特征在于, 所述超声探头采用的是单阵元探头; 所述解调单元具体采用的是单信号多通道解调。

8. 如权利要求7所述的一种双模式超声主机, 其特征在于, 所述解调单元接收单阵元探头采集的回波信号, 经第一电感、第一电容后输入差分放大器的正相输入端, 差分放大器的反相输入端通过第二电容连接到地, 差分放大器的正相输出端通过第一电阻后连接到信号解调器的正相输入信号端口, 差分放大器的反相输出端通过第二电阻后连接到解调器的反相输入信号端口, 所述解调器的解调频率的输入端口通过第三电容、第二电阻连接晶振, 所述解调器信号输出端口将处理后的信号发给下一级信号放大单元。

9. 一种应用于如权利要求1至8任意一项所述超声主机上的超声探头, 其特征在于, 所述超声探头包括激励电压接收模块、回波信号发射模块、发射晶片和接收晶片;

所述发射晶片接收连续波激励电压, 发射连续超声探测波;

所述接收晶片接收脉冲波激励电压, 发射脉冲超声探测波; 所述接收晶片还用于接收连续超声探测波回波和脉冲超声探测波回波;

所述激励电压接收模块用于接收超声主机发送的激励电压, 并将连续波激励电压传输

至发射晶片,将脉冲波激励电压传输至接收晶片;

所述回波信号发射模块用于接纳接收晶片的连续超声探测波回波信号和脉冲超声探测波回波信号,并将上述回波信号发送至所述超声主机。

10.如权利要求9所述的一种超声探头,其特征在于,所述发射晶片工作中心频率为2MHz。

一种双模式超声主机及应用该超声主机上的超声探头

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,特别涉及一种双模式超声主机以及应用于该超声主机上的超声探头。

背景技术

[0002] 目前电子医疗设备中,超声探测主机是临床经常需要用到的医疗设备,其中超声探头也是比较常用的一种配件,探头的种类有很多种,一般有大凸探头,线阵探头,微凸探头,相控阵探头,腔内探头,血氧探头,容积探头,胎监探头,心电探头等种类,这些不同的探头有着不同的功能,可以检查人体不同的部位或者脏器。

[0003] 现在医护人员对超声的功能需求要求越来越高,不仅要求能更快更准的检测人体的不良症状,还要求超声探头能够适应检测越来越广的人体部位。但是目前超声设备中,探测模式是单一的,不能够切换。导致人体有一些部位通过超声是不能检测或者是检测不够准确,特别是超声目前探头检测人体颅内的血管效果不是很好,同时人体有些肋骨的间隙过小,超声探头对肋骨内的器件和组织检测不是很方便。

发明内容

[0004] 为克服上述缺陷,本发明的目的即在于提供一种可以根据不同要求自由选择调整工作模式的超声主机。

[0005] 一种双模式超声主机,该超声主机可外接超声探头,包括发射模块、接收模块、控制模块、判断模块;

[0006] 所述判断模块用于判断输入的控制指令为连续波指令还是脉冲波指令,并将判断结果发送至控制模块;

[0007] 所述控制模块内设脉冲波和连续波的波形数据,所述控制模块根据判断模块发送的判断结果调取对应的波形数据发送至发射模块;

[0008] 所述发射模块接收对应的波形数据并将波形数据转换成对应的激励电压发送至超声探头;

[0009] 所述接收模块接收来自探头采集的回波信号,处理得到数字信号并将数字信号输出。

[0010] 作为一种改进,所述双模式超声主机还包括指令输入模块,所述指令输入模块用于输入控制指令,所述控制指令包括连续波控制指令和脉冲波控制指令。

[0011] 进一步的,所述双模式超声主机还包括显示模块,所述显示模块接收来自接收模块的数字信号并进行显示。

[0012] 再者,所述发射模块包括驱动芯片和发射芯片;

[0013] 所述驱动芯片,接收控制模块发射的控制信号并进行缓冲处理,提供大电流和高电压给发射芯片;

[0014] 所述发射芯片,发射连续波激励电压或脉冲波激励电压给超声探头。

[0015] 进一步的,所述发射芯片发射连续波激励电压时采用的是五电平;所述发射芯片发射脉冲波激励电压时采用的是三电平。

[0016] 进一步的,所述接收模块包括:

[0017] 信号解调单元,用于对接收信号先进行波束合成,通过I/Q解调转换为基带信号;

[0018] 信号放大单元,将信号的幅值放大到需要的幅度,便于后级信号的采集;

[0019] 信号采集单元,用于将采集到的差分信号转换为单端信号,并将信号通过模数转换器转换为模拟信号,再将模拟信号转为为数字信号,然后传输给显示模块进行显示。

[0020] 作为一种改进,所述超声探头采用的是单阵元探头;所述解调单元具体采用的是单信号多通道解调。

[0021] 进一步的,所述解调单元接收单阵元探头采集的回波信号,经第一电感、第一电容后输入差分放大器的正相输入端,差分放大器的反相输入端通过第二电容连接到地,差分放大器的正相输出端通过第一电阻后连接到信号解调器的正相输入信号端口,差分放大器的反相输出端通过第二电阻后连接到解调器的反相输入信号端口,所述解调器的解调频率的输入端口通过第三电容、第二电阻连接晶振,所述解调器信号输出端口将处理后的信号发给下一级信号放大单元。

[0022] 一种应用于双模式超声主机上的双模式超声探头,所述超声探头包括激励电压接收模块、回波信号发射模块、发射晶片和接收晶片;

[0023] 所述发射晶片接收连续波激励电压,发射连续超声探测波;

[0024] 所述接收晶片接收脉冲波激励电压,发射脉冲超声探测波;所述接收晶片还用于接收连续超声探测波回波和脉冲探测波回波;

[0025] 所述激励电压接收模块用于接收超声主机发送的激励电压,并将连续波激励电压传输至发射晶片,将脉冲波激励电压传输至接收晶片;

[0026] 所述回波信号发射模块用于接纳接收晶片的连续超声探测波和脉冲超声探测波回波信号,并将上述回波信号发送至所述超声主机。

[0027] 进一步的,所述发射晶片工作中心频率为2MHz。

[0028] 本发明在现有的脉冲波模式超声主机中增加了连续波模式,连续波模式发射数据和接收数据是同时的,能够不间断的检测信号,从而减少信号的丢失。通过实现一种探头的双模式可以用来检测人体的心脏等部位,解决了目前超声主机模式少,功能不全的问题。

附图说明

[0029] 为了易于说明,本发明由下述的较佳实施例及附图作详细描述。

[0030] 图1为本发明一种双模式超声主机的系统框图;

[0031] 图2为本发明一种双模式超声主机的另一种系统框图;

[0032] 图3为本发明一种双模式超声主机发射模块原理图;

[0033] 图4为本发明一种双模式超声主机接收模块电路原理图。

具体实施方式

[0034] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并

不用于限定本发明。

[0035] 本发明提供一种双模式超声主机,这种主机可以工作在连续波模式(即CW模式,英文全称Continuous Wave),也可以选择工作在脉冲波模式(即PW模式,英文全称Pulse Wave)。

[0036] 请参阅图1,一种双模式超声系统,主要由探头1,超声主机2组成。

[0037] 一种双模式超声主机,该超声主机可外接超声探头1,包括发射模块21、接收模块22、控制模块23、判断模块24;

[0038] 所述判断模块24用于判断输入的控制指令为连续波指令还是脉冲波指令,并将判断结果发送至控制模块23;

[0039] 所述控制模块23内设脉冲波和连续波的波形数据,所述控制模块23根据判断模块24发送的判断结果调取对应的波形数据发送至发射模块21;

[0040] 所述发射模块21接收对应的波形数据并将波形数据转换成对应的激励电压发送至超声探头1;

[0041] 所述接收模块22接收来自探头采集的回波信号,处理得到数字信号并将数字信号输出。

[0042] 请参阅图2,所述双模式超声主机还包括指令输入模块25和显示模块26,所述指令输入模块25用于输入控制指令,所述控制指令包括连续波控制指令和脉冲波控制指令;所述显示模块26接收来自接收模块22的数字信号并进行显示。

[0043] 如图3所示,发射模块21主要是驱动芯片和发射芯片两个芯片的组合电路,完成高压脉冲的发射。

[0044] 发射模块21可以输出 $\pm 100\text{V}$ 的高压脉冲,同时有 2A 的大电流。支持5电平发射,六个通道输出,可以同时输出这些波形,并且波形是连续的。连续波模式下发射晶片发射的电压波形主要是方波,波形是连续的波形,发射电压5电平,波形要求比较稳定,抖动小。发射芯片发射五电平方波需要前级做一级驱动,本发明新增加了驱动芯片,驱动芯片供电要求不高, $\pm 12\text{V}$ 和 $+3.3\text{V}$ 即可,同时输入信号的控制信号是CMOS电平, 1.8V 到 3.3V 都可以。控制信号通过驱动芯片后输出给发射芯片,在驱动芯片里面主要是将控制信号进行缓冲处理,因为发射芯片发射五电平方波需要输出大电流和高电压,不在前级缓冲,输出不了这么大的电流和高电压。缓冲后的六个信号控制发射芯片的三对MOSFET,可以让六个MOSFET不断的开和关,来实现不同的波形。同时发射芯片需要高电压供电,需要 ± 70 、 ± 30 的供电,即图中 $V_{PP2}=+70\text{V}$, $V_{PP1}=+30\text{V}$, $V_{NN2}=-70\text{V}$, $V_{NN1}=-30\text{V}$,

[0045] 输出信号有正电压和负电压,正电压和负电压各有两种电压幅值,输出的信号有正电压TX(A),负电压TX(B),这两个电压都供发射使用。

[0046] 目前使用的方法产生的发射波形只有3电平,本发明的方法产生的发射波形有5电平,5电平的发射电压,可以减少信号的失真,让探头接收到更加接近人体组织或者器官的生理信号,提升探头的灵敏度。

[0047] 本发明的方法也可以实现3电平发射,将电压 V_{PP1} 连接到地即可实现3电平发射。

[0048] 接收模块22如图4所示包括信号解调单元221、信号放大单元222、信号采集单元223。

[0049] 接收模块22对探头采集的信号进行正常接收和放大信号;通过接收模块22可以控

制回波信号放大的倍数,控制解调器对回波信号进行解调。接收模块22接收探头回波信号发射模块21输出的信号,并对信号进行放大和滤波等处理。

[0050] 信号解调单元221

[0051] 信号解调是整个系统最重要和最难的部分,同时信号解调是不可缺少的部分。因为接收电路接收到的信号是连续的,接收到的信号夹杂着本振信号(频率比较高),如果直接对这些信号进行采样后再波束合成,处理这些信号的控制器(FPGA,DSP等)的负担难以承受。因此,必须对接收信号先进行波束合成,经过I/Q解调,变成基带信号后,再进行AD采样和后续的信号处理。

[0052] 如图4的信号解调模块,本实施例信号解调的芯片选用专门针对连续波超声波束合成的双通道解调器。它在单一芯片中内集成了连续波模拟波束合成与I/Q解调电路通过替代在传统模拟波束合成电路中使用的大交叉开关矩阵和模拟延时线,允许在便携式和电池供电设备中提供连续多普勒功能。

[0053] 如图4,对解调电路的连接关系和实现方法进行说明。连接关系如下:Signal为探头将采集的回波信号放大后的输出信号,Signal信号来自于图2中的探头采集的信号TP(R),Signal通过电感SL2,经过电容C4后输入到差分放大器U1的正相输入端,U1的反相输入端通过电容C5连接到地GND;U1的正相输出端通过电阻R4后连接到信号解调器U2的RFxP端口,RFxP为解调器的正相输入信号端口,U1的反相输出端通过电阻R5后连接到U2的RFxN端口,RFxN为解调器的反相输入信号端口;晶振X1通过电阻R6后,再通过电容C6连接到U2的4LOP端口,4LOP为解调器的解调频率的输入端口;U2的输出端口有两个,分别为Ixx0和Qxx0,这两路信号幅值和频率一样,只是信号的相位不一样,Ixx0落后Qxx0相位90度。Ixx0和Qxx0连接到后一级的信号放大单元。下面对解调电路的实现方法进行说明:探头放大后输出的Signal信号成分比较复杂,有噪声信号,有本振信号,有回波信号等信号,需要将不需要的信号去掉,只留取回波信号。因为回波信号很小,不易U2采集和解调,所以先使用U1将信号放大,同时通过U1将探头采集的原始单端信号转换为差分信号,差分信号抗干扰能力更强,更稳定。信号放大后通过电阻R1、R2连接到U2的RFxP、RFxN管脚,作为限流使用,避免电路过大将U2烧毁。双通道解调器的解调的时钟使用外部晶振,外部晶振X1提供2MHz的方波,方波通过C6电容隔直后输入到U2的4LOP端口。U2的系统搭建完成,可以进行信号的解调,将探头采集的原始信号解调后输出给后级的信号放大电路。本方案只要有符合参数(双通道集成式I/Q解调,输出动态范围:159dB/Hz,每个通道输出具有16种通道选择等参数)的芯片,能实现对信号解调的芯片都可以使用,本方案只是本发明的一种实施方法。

[0054] 信号放大单元222:

[0055] 信号放大部分主要是将信号的幅值放大到需要的幅度,便于后级信号的采集。对信号的放大不仅是简单的做放大,而是用多个通道的电路对信号进行放大来替代一个通道的电路对信号进行放大,对微弱小信号进行放大,在提高放大倍数的同时,噪声也被同时放大;多路前端无相位差平行信号放大与处理的电路系统对同一传感器的输出信号进行处理,噪声没有相干性,被抵消,而信号被增强。本发明的实施例选用了2个通道,但是不限于2个通道,理论上通道越多,信噪比越高。

[0056] 如图4,解调后的信号,同相信号I和正交信号Q输出均以电流输出,这样便于求和。如图4,对连接关系和实现原理进行说明,连接关系如下:有两路信号,第一路信号,从U2输

出的 I_{xx0} 连接到运算放大器U3的反相输入端,同时 I_{xx0} 经过电阻R7和电容C7后,连接到U3的输出端V1,U3的正相输入端连接到地GND,U3的输出端V1直接连接到下一级电路精密运算放大器U7,同时U3的输出端V1通过电阻R9连接到U5的反相输入端,运算放大器U5的正相输入端通过电阻R11连接到地GND,电阻R13跨接在U5的反相输入端和U5的输出端V3之间,U5的输出端V3连接到下一级电路U7的反相输入端;第二路信号,从U2输出的 Q_{xx0} 连接到运算放大器U4的反相输入端,同时 Q_{xx0} 经过电阻R8和电容C8后,连接到U4的输出端V2,U4的正相输入端连接到地GND,U4的输出端V2直接连接到下一级电路精密运算放大器U8,同时U4的输出端V2通过电阻R10连接到运算放大器U6的反相输入端,U6的正相输入端通过电阻R12连接到地GND,电阻R14跨接在U6的反相输入端和U6的输出端V4之间,U6的输出端V4连接到下一级电路U8的反相输入端;下面对解调实现的原理进行说明:U2输出I/Q信号经过高动态范围的电流电压(I-V)转换器U3、U4将电流转换为电压,转换出来的两路电压为V1、V2,V1、V2分别经过电阻R6、R8,R6、R8减少电路中的电流,减少发热,V1、V2分别经过电阻R6、R8后,输入到运算放大器U5、U6的反相端,TL064主要是对信号进行放大,放大后的输出电压为V3、V4。信号放大模块里面放大电路选用的是电压串联负反馈,将信号放大的同时,将信号分别转为两路信号输出,V1、V3和V2、V4两对信号。本方案的I-V变换芯片U3、U4和放大芯片U5都是通用的运算放大器,不限于这些芯片的使用。

[0057] 信号采集单元223:

[0058] 信号采集部分主要是将差分信号转换为单端信号,并将信号通过模数转换器,将模拟信号转为为数字信号,数字信号存储和处理更加方便,处理后的数字信号传输给显示模块MCU。下面对信号采集电路的连接关系和实现方法进行说明。先对连接关系进行说明:如图4,信号采集单元223中U7的正相输入端IN+连接到信号放大单元222中的U3的输出端V1,U7的反相输入端IN-连接到222信号放大单元中的U5的输出端V3,电阻R15跨接在U7的GR1和GR2之间,GR1和GR2为放大倍数控制端口,在GR1和GR2之间的电阻阻值的大小决定了U7构成的放大电路的放大倍数。U7的输出端V5连接到模数转换器U9的Data1数据口,U9的输出端口A0、A1、...A15连接到显示模块26;U8的正相输入端IN+连接到222信号放大单元中的U4的输出端V2,U8的反相输入端IN-连接到222信号放大单元中的U6的输出端V4,电阻R16跨接在U8的GR1和GR2之间,GR1和GR2为放大倍数控制端口,在GR1和GR2之间的电阻阻值的大小决定了U8构成的放大电路的放大倍数。U8的输出端V6连接到模数转换器U10Data2数据口,U10的输出端口A16、A17、...A31连接到显示模块26;下面对实现原理进行说明:通过信号放大单元222放大后的信号是差分信号,需要将差分信号转为单端信号便于数据采集,选用U7将差分信号转换为单端信号,同时U7可以将信号进行进一步的放大,R15、R16决定了U7的放大倍数。R15、R16阻值越大放大倍数越小,U7内部有放大电路,U7放大的倍数 $G=(49.9K\Omega/R12)+1$,U8放大的倍数 $G=(49.9K\Omega/R13)+1$ 。信号通过运算放大器U7、U8处理后输出电压分别为V5、V6。模数转换器U9、U10串行输入,并行输出,14位ADC,采样速率1MSPS,因为采集的是解调之后的基带信号,频率比较低,采用精度和采样速度都能满足要求。U9、U10除了电源Vcc和地GND外,需要控制器对其进行控制,U9、U10的控制信号可以共用,如图4中CS、Busy、CLK控制信号同时控制U9、U10,控制器的普通IO可以控制CS、Busy、CLK。这样可以节约端口。V5、V6经过U9、U10处理后,经过U9、U10的输出端口D0、D1、...、D30、D31输出给显示模块MCU。本方案选择的U9、U10也是比较通用的ADC,只要采样精度和采样速度符合要求,就可以使

用,如采样率大于500KHz,采样精度需要大于14bit即可满足要求。如果U9、U10是选用N位bit 的ADC,那么U9、U10与显示模块的数据传输口就有D0、D1、...Dn。

[0059] 模数转换器U9、U10将数字信号传输给显示模块26,由显示模块26完成对应的图像处理等工作,临床医生可以通过显示器观察到探头检测到的组织或者器官。本发明主要是完成一种工作模式可调的笔式探头应用于超声的方法及装置,通过探头采集原始信号,最后通过数字信号传输到显示模块26,本实施例已经完成这个发明。

[0060] 一种应用于双模式超声主机上的超声探头1,所述超声探头1包括激励电压接收模块、回波信号发射模块、发射晶片和接收晶片;

[0061] 所述发射晶片接收连续波激励电压,发射连续超声探测波;

[0062] 所述接收晶片接收脉冲波激励电压,发射脉冲超声探测波;所述接收晶片还用于接收连续超声探测波回波和脉冲探测波回波;

[0063] 所述激励电压接收模块用于接收超声主机发送的激励电压,并将连续波激励电压传输至发射晶片,将脉冲波激励电压传输至接收晶片;

[0064] 所述回波信号发射模块用于接纳接收晶片的连续超声探测波和脉冲超声探测波回波信号,并将上述回波信号发送至所述超声主机。

[0065] 当探头工作在连续波模式时,激励电压接收模块接收来自超声主机的连续波激励电压,并将连续波激励电压发送至发射晶片,发射晶片不断的产生连续超声波,连续超声波信号到达人体的不同组织和器官后反射回来,接收晶片不断的接收超声波反射回来的回波信号,将回波信号给回波信号接收模块放大处理并传输至超声主机。发射脉冲超声波时,发送数据和接收数据是分时进行的,接收晶片不仅作为产生超声波的晶片同时也作为接收超声波的晶片;当探头工作在脉冲波模式时,激励电压接收模块接收来自超声主机的脉冲波激励电压,并将脉冲波激励电压传输至接收晶片,接收晶片产生脉冲超声波,从接收晶片发送出去的脉冲超声波信号到达人体的不同组织和器官后反射回来,反射回来的脉冲回波信号被接收晶片采集给回波信号接收模块放大处理并传输至超声主机。

[0066] 本发明所述的超声探头1采用单阵元探头。

[0067] 本发明该探头的中心工作频率为2MHz;中心频率低,探头穿透能力强,可以检测更深的深度,能检测到人体更多的脏器或者部位。

[0068] 不论是哪种工作模式,都需要回波信号接收模块对探头采集的回波信号进行接收和放大,探头采集的信号非常复杂,夹杂着很多杂波信号,超声探头1需要提取有用的回波信号,并对回波信号进行一定的放大和滤波,便于后面对信号的处理。

[0069] 本实施例通过上述说明,本发明不仅让探头能实现脉冲波模式的功能,还能让探头实现连续波模式的功能,一种探头能实现两种模式功能。在连续波模式下,一半的阵元用于发射,一半的阵元用于接收,实现了发射和接收分开,发射数据和接收数据同时进行的功能,不间断的检测信号,减少信号的丢失,增加了探头的连续波模式,可以用来检测人体的心脏等部位,解决了现有技术下,探头模式少,功能不全的问题。

[0070] 本发明探头的发射波形是5电平的方波,目前使用的是3电平的方波,5电平的激励信号能更好的产生回波信号,让探头接收到更加接近人体组织或者器官的生理信号。

[0071] 本发明通过实现单阵元的探头,较少了探头的体积,在满足探头功能的前提下,解决探头携带不方便的问题,而且这种体积小的探头可以放方便和快速的检测到颅内的血

管,同时单阵元的探头中心工作频率为2MHz,中心频率低,探头穿透能力强,可以检测更深的深度,能检测到人体更多的脏器或者部位。同时单阵元的晶片通过多个通道对信号进行放大,采用多路前端无相位差平行信号放大与处理的电路系统,对同一传感器的输出信号进行处理,噪声没有相干性,被抵消,而信号被增强,提高了电路的驱动能力和信号的信噪比。

[0072] 本发明探头的工作中心频率是2MHz,比较低,中心频率低的探头穿透能力强,可以检测更深的深度,能检测到人体更多的脏器或者部位,同时使用同一阵元的晶片为一个物理通道,通过这个物理通道作为噪声参考通道来抵消耦合进来的噪声,提高抗干扰能力。通过发明工作模式可调的超声笔式探头,解决了临床上探头种类少,检查部位不全面的问题,同时这种探头可以是连续被发送的,没有丢失信号,不间断的检测信号。通过产生2MHz的中心工作频率,使得探头的穿透能力强,灵敏度高、可靠性好。

[0073] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则的内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围的內。

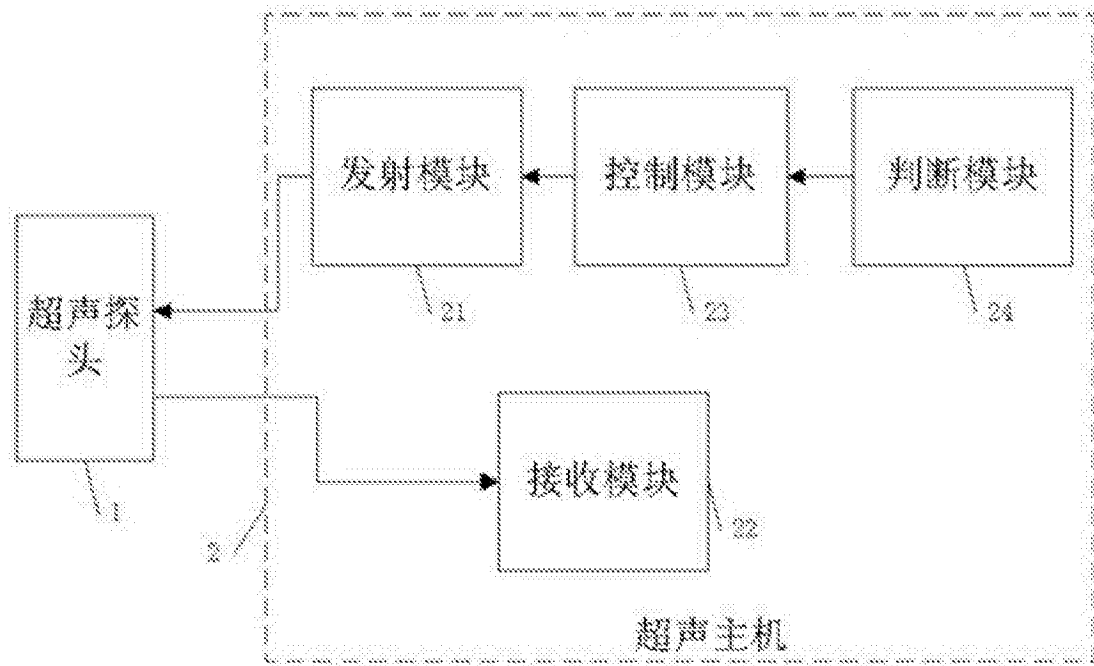


图1

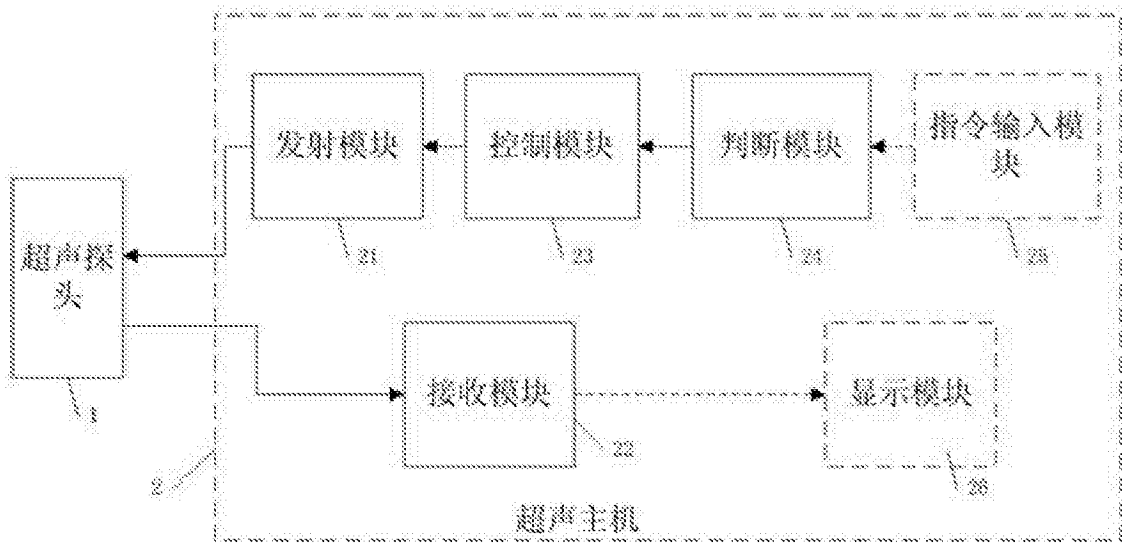


图2

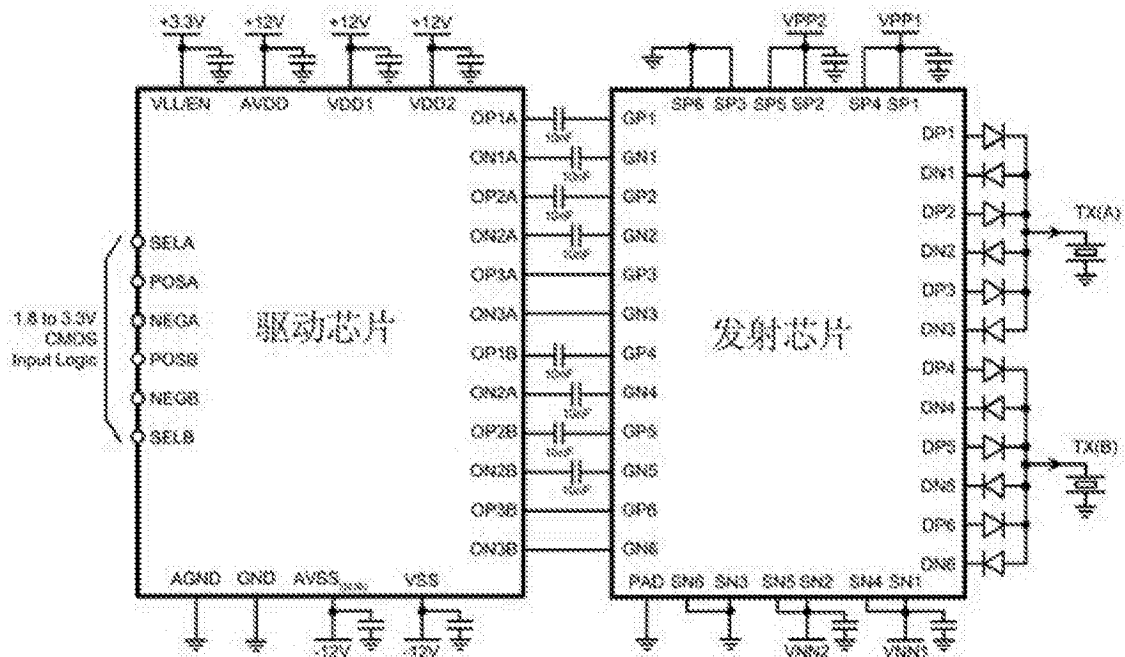


图3

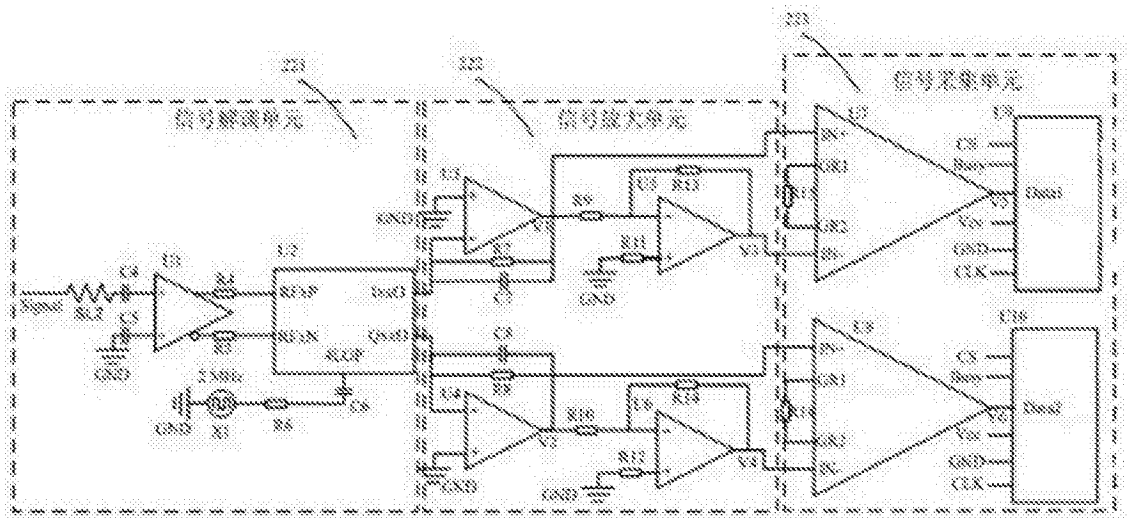


图4

专利名称(译)	一种双模式超声主机及应用于该超声主机上的超声探头		
公开(公告)号	CN104434198B	公开(公告)日	2017-09-22
申请号	CN201310423727.6	申请日	2013-09-17
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
[标]发明人	鲁应君 谢锡城		
发明人	鲁应君 谢锡城		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483		
代理人(译)	孙强		
其他公开文献	CN104434198A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种双模式超声主机，属于电子医疗设备领域，可以支持在CW模式和PW模式两种模式下工作，包括发射模块、接收模块、控制模块、判断模块。本发明在现有的脉冲波模式超声主机中增加了连续波模式，连续波模式发射数据和接收数据是同时的，能够不间断的检测信号，从而减少信号的丢失。通过实现一种双模式的超声主机可以用来检测人体的心脏等部位，解决了目前探头模式少，功能不全的问题。

