



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 208524904 U

(45)授权公告日 2019.02.22

(21)申请号 201720920322.7

(22)申请日 2017.07.26

(66)本国优先权数据

201620796523.6 2016.07.26 CN

(73)专利权人 北京春闰科技有限公司

地址 100081 北京市海淀区上园村3号交大科技大厦12层1201室

(72)发明人 吕鑫 程俊 赵晓林

(74)专利代理机构 北京卓言知识产权代理事务所(普通合伙) 11365

代理人 王弗智 龚清媛

(51)Int.Cl.

A61B 8/02(2006.01)

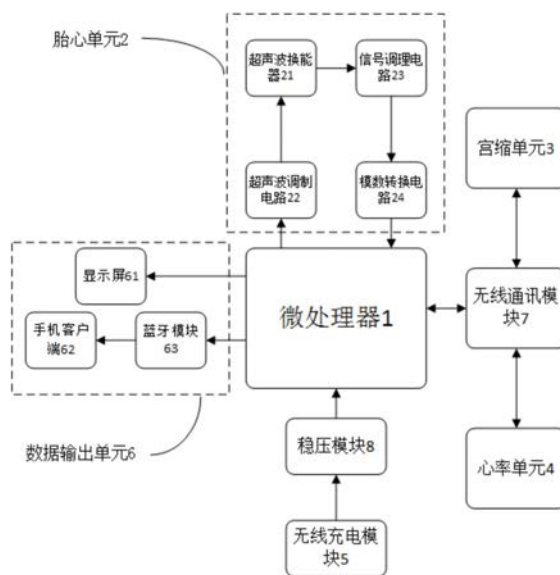
权利要求书3页 说明书7页 附图5页

(54)实用新型名称

多功能胎心仪

(57)摘要

一种多功能胎心仪,包括微处理器、胎心单元、宫缩单元、心率单元、无线充电模块及数据输出单元,所述的胎心单元包括与微处理器相连接的超声波换能器,所述的超声波换能器将监测到的信号输入至微处理器内并得到胎心信号,所述的宫缩单元和心率单元分别与微处理器相连接用于将母体的宫缩信号及心率信号输入至微处理器内。所述的无线充电模块用于为胎心仪的电池充电,所述的数据输出单元分别与微处理器及互联网服务器相连接,并且微处理器能将胎心、宫缩及心率数据输出至数据输出单元,并通过数据输出单元将数据上传至互联网服务器。本实用新型提供一种功能齐全、操作简便、数据共享的多功能胎心仪。



1. 一种多功能胎心仪,其特征在於:包括微处理器(1)、胎心单元(2)、宫缩单元(3)、心率单元(4)、无线充电模块(5)及数据输出单元(6),所述的胎心单元(2)包括与微处理器(1)相连接的超声波换能器(21),所述的超声波换能器(21)将监测到的信号输入至微处理器(1)内并得到胎心信号,所述的宫缩单元(3)和心率单元(4)分别与微处理器(1)相连接用于将母体的宫缩信号及心率信号输入至微处理器(1)内;

所述的无线充电模块(5)用于为胎心仪的电池充电,所述的数据输出单元(6)分别与微处理器(1)及互联网服务器相连接,并且微处理器(1)能将胎心、宫缩及心率数据输出至数据输出单元(6),并通过数据输出单元(6)将数据上传至互联网服务器。

2. 根据权利要求1所述的多功能胎心仪,其特征在於:所述的宫缩单元(3)及心率单元(4)与微处理器(1)之间设有用于将母体的宫缩信号及心率信号传输至微处理器(1)的无线通讯模块(7),所述的微处理器(1)能将母体的心率信号与胎心信号进行比较,并且无线充电模块(5)还能用于为宫缩单元(3)及心率单元(4)的电池进行充电。

3. 根据权利要求2所述的多功能胎心仪,其特征在於:所述的无线充电模块(5)包括充电基座,所述的充电基座上分别设有用于放置胎心仪的胎心仪充电槽、用于放置宫缩单元(3)的宫缩探头充电槽以及用于放置心率单元(4)的心率探头充电槽。

4. 根据权利要求1所述的多功能胎心仪,其特征在於:所述的胎心单元(2)包括多个超声波换能器(21),所述的微处理器(1)与多个超声波换能器(21)相连接用于选择控制多个超声波换能器(21)的启停,并且多个超声波换能器(21)的输出分别与微处理器(1)的输入相连接用于将接收到的胎心回波转换成电信号输入微处理器(1);微处理器(1)能够控制多个超声波换能器(21)接收胎心回波并得到电信号。

5. 根据权利要求4所述的多功能胎心仪,其特征在於:多个超声波换能器(21)能够分成至少三个超声波换能器组,并且每个超声波换能器组中的超声波换能器(21)之间的连线构成一个多边形;所述的微处理器(1)与多个超声波换能器组之间还设有轮循控制开关,微处理器(1)通过轮循控制开关选择控制多个超声波换能器组逐个启停并得到多个电信号,微处理器(1)通过比较以一个强度最大的电信号作为胎心信号。

6. 根据权利要求1或4所述的多功能胎心仪,其特征在於:所述微处理器(1)的输出与超声波换能器(21)之间设有超声波调制电路(22),所述的超声波调制电路(22)能将微处理器(1)发出的方波信号经过调制后发送给超声波换能器(21);所述的超声波换能器(21)与微处理器(1)的输入之间设有信号调理电路(23)和模数转换电路(24),所述的信号调理电路(23)用于将超声波换能器(21)接收到的电信号进行解调放大,所述的模数转换电路(24)用于将电信号转换为对应的数字信号并输入微处理器(1)中。

7. 根据权利要求1所述的多功能胎心仪,其特征在於:所述的数据输出单元(6)包括与微处理器(1)相连接的显示屏(61)和/或手机客户端(62),所述的显示屏(61)和/或手机客户端(62)能够显示胎心、宫缩及心率数据。

8. 根据权利要求1所述的多功能胎心仪,其特征在於:所述的无线充电模块(5)包括充电接收芯片U13,电阻R76、电容C123、电阻R62和电容C120,充电接收芯片U13与无线充电接收线圈相连接,通过无线充电接收线圈获取电能,由充电接收芯片U13进行处理输出给胎心仪的电池充电;所述充电接收芯片U13的第一引脚、充电接收芯片U13的第二十引脚和充电接收芯片U13的第二十一引脚并联后接地,充电接收芯片U13的第二引脚与电容C114串联后

与无线充电接收线圈相连接,并且在电容C114的两端依次并联有电容C115和电容C118,充电接收芯片U13的第四引脚与电容C82的一端相连接并输出供电电压,所述电容C82的另一端接地,充电接收芯片U13的第三引脚、充电接收芯片U13的第五引脚和充电接收芯片U13的第六引脚分别串联电容C110、电容C47和电容C109后并联,并联后的一端通过电容C114与无线充电接收线圈相连接,充电接收芯片U13的第九引脚接地,充电接收芯片U13的第十引脚和充电接收芯片U13的第十一引脚并联后接地,充电接收芯片U13的第十二引脚串联电阻R67后与充电接收芯片U13的第十四引脚相连接,充电接收芯片U13的第十三引脚与电容C120串联后接地,在电容C120的两端还并联有电阻R62,充电接收芯片U13的第十四引脚分别通过电阻R67和电阻R54与充电接收芯片U13的第十二引脚和充电接收芯片U13的第十八引脚相连接,充电接收芯片U13的第十五引脚、充电接收芯片U13的第十六引脚和充电接收芯片U13的第十七引脚和分别串联电容C121、电容C122和电容C119后并联,并联后的一端与无线充电接收线圈相连接,充电接收芯片U13的第十八引脚通过电阻R54与充电接收芯片U13的第十四引脚相连接,并通过电阻R54和电阻R67与充电接收芯片U13的第十二引脚相连接,充电接收芯片U13的第十八引脚还与并联后的电容C111和电容C112的一端相连接,并联后的电容C111和电容C112的另一端接地,充电接收芯片U13的第十九引脚与无线充电接收线圈相连接,并且在充电接收芯片U13的第十九引脚和充电接收芯片U13的第二引脚之间还并联设置有电容C116和电容C117,所述电阻R76与电容C123并联设置,并联后的一端分别与充电接收芯片U13的第十二引脚、充电接收芯片U13的第十九四引脚和充电接收芯片U13的第十九引脚相连接另一端接地。

9. 根据权利要求1所述的多功能胎心仪,其特征在于:宫缩单元(3)包括宫缩探头、宫缩信号调理电路及宫缩探头电池,所述的宫缩探头包括压力传感器P1,压力传感器P1通过宫缩信号调理电路与宫缩MCU相连接,宫缩信号调理电路包括放大器U1,稳压二极管D1、稳压二极管D2和电容C1,所述压力传感器P1的第一引脚与电源VCC端相连接用于供电,压力传感器P1的第三引脚接地,压力传感器P1的第二引脚和第四引脚与放大器U1的两个输入端相连接,所述稳压二极管D1的负极与压力传感器P1的第二引脚相连接,稳压二极管D1的正极接地,并且在稳压二极管D1的两端并联有电容C5,所述稳压二极管D2的负极与压力传感器P1的第四引脚相连接,稳压二极管D2的正极接地,并且在稳压二极管D2的两端并联有电容C8,所述放大器U1的第一引脚与电阻R1串联后与放大器U1的第八引脚相连接,放大器U1的第二引脚与压力传感器P1的第四引脚相连接,放大器U1的第三引脚与压力传感器P1的第二引脚相连接,放大器U1的第四引脚与放大器U1的第五引脚连接后接地,放大器U1的第六引脚即输出端OUT输出母体的宫缩信号,放大器U1的第七引脚与电源VCC端相连接,所述电容C1的一端分别与放大器U1的第七引脚和电源VCC端相连接,另一端接地。

10. 根据权利要求1所述的多功能胎心仪,其特征在于:所述的心率单元(4)包括心电贴片电极、心率信号调理电路及心率探头电池,所述的心电贴片电极通过心率信号调理电路与心率MCU相连接,所述的心率信号调理电路包括心电芯片U6、电容C34、电容C35、电感L9、瞬态抑制二极管D1和瞬态抑制二极管D2,所述心电芯片U6的第一引脚CS端与心率MCU相连接,心电芯片U6的第二引脚SEP端与心电贴片电极相连接,心电芯片U6的第三引脚SEN端与另一片心电贴片电极相连接,心电芯片U6的第四引脚Rx端与心率MCU相连接,心电芯片U6的第五引脚Tx端与心率MCU相连接,心电芯片U6的第六引脚Reset端与心率MCU相连接,心电芯

片U6的第七引脚与端子DGND相连接,心电芯片U6的第八引脚与电源VDD端相连接,所述瞬态抑制二极管D1与瞬态抑制二极管D2串联并与接地从而形成钳位电路,并且串联后的一端与心电芯片U6的第二引脚SEP端相连接,串联后的另一端与心电芯片U6的第三引脚SEN端相连接,所述电容C34的一端分别与心电芯片U6的第八引脚和电源VDD端相连接,电容C34的另一端分别与心电芯片U6的第七引脚和端子DGND相连接,所述电感L9的一端与电源VDD端、心电芯片U6的第八引脚和电容C34相连接,另一端与电源DVCC端和电容C35相连接,所述电容C35的另一端与端子DGND相连接。

多功能胎心仪

技术领域

[0001] 本实用新型涉及医疗仪器领域,特别是一种多功能胎心仪。

背景技术

[0002] 胎心监护是当今孕妇检测的重要手段,目前,胎心监测装置多是多普勒胎心仪,这些胎心仪采用的是超声多普勒技术,通过信号描记瞬间的胎心变化所形成的监护图形的曲线,可以了解胎动时、宫缩时胎心的反应,以推测宫内胎儿有无缺氧。但现有检测仪器结构复杂,只能在医生的操作下完成胎心监测,对一些有并发症或需要实时做胎心监测的孕妇,更加难以做到随时检测,同时胎心仪功能较为单一,无法满足快速简便监测。在探头设计方面,现有的胎心仪只采用一个超声波换能器传感信号,胎心位置难确定。

实用新型内容

[0003] 本实用新型的目的在于克服现有技术的缺陷,提供一种功能齐全、操作简便、数据共享的多功能胎心仪。

[0004] 为实现上述目的,本实用新型采用了如下技术方案:

[0005] 一种多功能胎心仪,包括微处理器1、胎心单元2、宫缩单元3、心率单元4、无线充电模块5及数据输出单元6,所述的胎心单元2包括与微处理器1相连接的超声波换能器21,所述的超声波换能器21将监测到的信号输入至微处理器1内并得到胎心信号,所述的宫缩单元3和心率单元4分别与微处理器1相连接用于将母体的宫缩信号及心率信号输入至微处理器1内。所述的无线充电模块5用于为胎心仪的电池充电,所述的数据输出单元6分别与微处理器1及互联网服务器相连接,并且微处理器1能将胎心、宫缩及心率数据输出至数据输出单元6,并通过数据输出单元6将数据上传至互联网服务器。

[0006] 进一步,所述的宫缩单元3及心率单元4与微处理器1之间设有用于将母体的宫缩信号及心率信号传输至微处理器1的无线通讯模块7,所述的微处理器1能将母体的心率信号与胎心信号进行比较,并且无线充电模块5还能用于为宫缩单元3及心率单元4的电池进行充电。

[0007] 进一步,所述的无线通讯模块7是无线射频模块。

[0008] 进一步,所述的无线充电模块5包括充电基座,所述的充电基座上分别设有用于放置胎心仪的胎心仪充电槽、用于放置宫缩单元3的宫缩探头充电槽以及用于放置心率单元4的心率探头充电槽。

[0009] 进一步,所述的胎心单元2包括多个超声波换能器21,所述的微处理器1与多个超声波换能器21相连接用于选择控制多个超声波换能器21的启停,并且多个超声波换能器21的输出分别与微处理器1的输入相连接用于将接收到的胎心回波转换成电信号输入微处理器1;微处理器1能够控制多个超声波换能器21接收胎心回波并得到电信号。

[0010] 进一步,多个超声波换能器21能够分成至少三个超声波换能器组,并且每个超声波换能器组中的超声波换能器21之间的连线构成一个多边形;所述的微处理器1与多个超

声波换能器组之间还设有轮循控制开关,微处理器1通过轮循控制开关选择控制多个超声波换能器组逐个启停并得到多个电信号,微处理器1通过比较以一个强度最大的电信号作为胎心信号。

[0011] 进一步,所述微处理器1的输出与超声波换能器21之间设有超声波调制电路22,所述的超声波调制电路22能将微处理器1发出的方波信号经过调制后发送给超声波换能器21;所述的超声波换能器21与微处理器1的输入之间设有信号调理电路23和模数转换电路24,所述的信号调理电路23用于将超声波换能器21接收到的电信号进行解调放大,所述的模数转换电路24用于将电信号转换为对应的数字信号并输入微处理器1中。

[0012] 进一步,所述的微处理器1还与稳压模块8相连接,所述稳压模块8的输入与电源或无线充电模块5相连接,稳压模块8的输出用于供电且分别与宫缩单元3、心率单元4及数据输出单元6相连接。

[0013] 进一步,所述的数据输出单元6包括与微处理器1相连接的显示屏61和/或手机客户端62,所述的显示屏61和/或手机客户端62能够显示胎心、宫缩及心率数据。

[0014] 进一步,所述的手手机客户端62与微处理器1之间通过蓝牙模块63相连接,并且手机客户端62包括能够根据胎心、宫缩及心率数据完成绘图的绘图器以及用于将胎心、宫缩及心率数据上传至互联网服务器的数据发送器。

[0015] 本实用新型的多功能胎心仪通过胎心单元、宫缩单元及心率单元实现了胎心仪具有多种监测功能,提高了胎心仪的使用效率。此外,通过无线充电模块及数据输出单元,提高了胎心仪使用的灵活性,便于使用者的操作,同时胎心仪还能够通过互联网服务器,实现将监测数据在云平台中共享,进一步提高了对胎儿检测的简便性。

附图说明

[0016] 图1是本实用新型的功能结构示意图;

[0017] 图2是本实用新型的超声波换能器的一种具体实施例的功能框图;

[0018] 图3是本实用新型的超声波换能器的一种具体实施例的结构示意图

[0019] 图4是本实用新型的宫缩单元的电路原理图;

[0020] 图5是本实用新型的心率单元的电路原理图;

[0021] 图6是本实用新型的无线充电模块的电路原理图;

[0022] 图7是本实用新型的数据输出单元的电路原理图;

[0023] 图8是本实用新型的无线通讯模块的电路原理图。

具体实施方式

[0024] 以下结合附图1至8给出本实用新型的实施例,进一步说明本实用新型的多功能胎心仪具体实施方式。本实用新型的多功能胎心仪不限于以下实施例的描述。

[0025] 图1中的多功能胎心仪包括微处理器1、胎心单元2、宫缩单元3、心率单元4、无线充电模块5及数据输出单元6,所述的胎心单元2包括与微处理器1相连接的超声波换能器21,所述的超声波换能器21将监测到的信号输入至微处理器1内并得到胎心信号,所述的宫缩单元3和心率单元4分别与微处理器1相连接用于将母体的宫缩信号及心率信号输入至微处理器1内。所述的无线充电模块5用于为胎心仪的电池充电,所述的数据输出单元6分别与微

处理器1及互联网服务器相连接,并且微处理器1能将胎心、宫缩及心率数据输出至数据输出单元6,并通过数据输出单元6将数据上传至互联网服务器。本实用新型的胎心仪具有多种功能,能够同时实现胎心、宫缩及心率的监测,提高了胎心仪的使用效率。此外,通过无线充电模块及数据输出单元,解决了充电接口不兼容的问题,提高了胎心仪使用的灵活性,便于使用者的操作,同时胎心仪还能够通过互联网服务器,实现将监测数据在云平台中共享,进一步提高了对胎儿检测的简便性。

[0026] 所述的宫缩单元3及心率单元4与微处理器1之间设有用于将母体的宫缩信号及心率信号传输至微处理器1的无线通讯模块7,所述的微处理器1能将母体的心率信号与胎心信号进行比较,并且无线充电模块5还能用于为宫缩单元3及心率单元4的电池进行充电。具体地,宫缩单元3包括宫缩探头、宫缩信号调理电路及宫缩探头电池,其中宫缩探头是应变片式宫缩压力探头或气囊式宫缩压力探头,也可以是其它类型的宫缩探头,宫缩探头将监测到的宫缩信号经宫缩信号调理电路放大滤波后输入至微处理器1,宫缩探头电池通过无线充电模块5进行充电并为宫缩探头及宫缩信号调理电路供电。心率单元4包括心率探头、心率信号调理电路及心率探头电池,其中心率探头是心电贴片电极或光学传感器探头,也可以是其它类型的心率探头,心率探头将监测到的心率信号经心率信号调理电路放大滤波后输入至微处理器1,心率探头电池通过无线充电模块5进行充电并为心率探头及心率信号调理电路供电。宫缩单元及心率单元与微处理器的无线数据传输方式,无需限制测试地点,提高了宫缩单元及心率单元使用的灵活性,使得多功能胎心仪各监测单元在使用时相互之间不受到干扰。并且无线充电模块方便宫缩单元及心率单元的充电保证使用稳定性。

[0027] 所述心率单元4的一个重要应用是将孕妇的心率和胎儿的心率做一个明显的对比,母体心率和胎儿心率对比能够快速排除外界等因素,因为有了孕妇自身的对比,孕妇能够了解自身情况,能够做出一个更准确的判断从而验证测试结果是否准确。

[0028] 所述无线充电模块5及无线通讯模块7的具体实施例是,无线充电模块5包括充电基座51,所述的充电基座51上分别设有用于放置胎心仪的胎心仪充电槽、用于放置宫缩单元3的宫缩探头充电槽以及用于放置心率单元4的心率探头充电槽。并且无线通讯模块7是无线射频模块。充电基座结构简单,节省空间。同时射频技术实现方式简便可靠,适用于宫缩单元及心率单元与微处理器的数据传输,同时射频技术的连接方式简便,提高了数据传输的稳定性。

[0029] 本实用新型的多功能胎心仪的一个具体安装结构实施例是,胎心仪本体与胎心单元2采用有线连接,使用者可手持胎心仪进行胎心监测。所述的宫缩单元3及心率单元与胎心仪采用无线通信连接,从而实现了在进行胎心监测时,无需受到地点限制同时完成母体的宫缩与心率监测,使得操作跟为轻松简便。

[0030] 图1中微处理器1的输出与超声波换能器21之间设有超声波调制电路22,所述的超声波调制电路22能将微处理器1发出的方波信号经过调制后发送给超声波换能器21;所述的超声波换能器21与微处理器1的输入之间设有信号调理电路23和模数转换电路24,所述的信号调理电路23用于将超声波换能器21接收到的电信号进行解调放大,所述的模数转换电路24用于将电信号转换为对应的数字信号并输入微处理器1中。具体地,当胎心仪供电开始,微处理器1发送一组PWM调制信号,经过超声波调制电路22,传送到超声波换能器21,超声波换能器21将超声波传送到胎儿心脏部位,利用多普勒原理,将载波1MHZ的信号经过信

号调理电路23,返回到模数转换电路24,经模数转换电路24处理,将信号再返回到微处理器1中。胎心监测过程保证了胎心信号的准确稳定性,提高了胎心监测的可靠程度。

[0031] 所述的胎心单元2包括多个超声波换能器21,所述的微处理器1与多个超声波换能器21相连接用于选择控制多个超声波换能器21的启停,并且多个超声波换能器21的输出分别与微处理器1的输入相连接用于将接收到的胎心回波转换成电信号输入微处理器1;微处理器1能够控制多个超声波换能器21接收胎心回波并得到电信号。通过多个超声波换能器21可以扩大监测面积,提高胎心监测的信号,但也可能对胎儿产生影响。更优选的是,多个超声波换能器21能够分成至少三个超声波换能器组20,并且每个超声波换能器组20中的超声波换能器21之间的连线构成一个多边形。微处理器1与多个超声波换能器组20之间还设有轮循控制开关,微处理器1通过轮循控制开关选择控制多个超声波换能器组20逐个启停并得到多个电信号,微处理器1通过比较以一个强度最大的电信号作为胎心信号。多个超声波换能器组的轮循监测不仅保证胎心定位的准确性,提高了胎心仪探头的使用效率。同时,多个超声波换能器组的分别检测减少了电磁辐射,确保胎儿在更健康的条件下进行检测。多边形分布设置的超声波换能器组成的换能器组,能够增大监测面积,提高监测效率。轮循控制开关控制超声波换能器组的启停,保证了开关过程的稳定可靠性。

[0032] 图2和图3所示的是超声波换能器21的一个具体安装实施例,该实施例包括九个超声波换能器21,其中的八个超声波换能器21呈圆形分布设置,另外的一个超声波换能器21设置在八个呈圆形分布的超声波换能器21的圆心,八个超声波换能器21中每相邻的两个超声波换能器与圆心处的超声波换能器21组成一个三角形分布设置的超声波换能器组,九个超声波换能器21能够组成四个超声波换能器组,四个超声波换能器组分别与微处理器1相连接。在轮循定位监测时微处理器1依次接通四个超声波换能器组,并通过比较以一个强度最大的电信号作为胎心信号。特别地,超声波换能器21的数量及超声波换能器组的分组方式不仅限于以上一种实施例,例如超声波换能器21的数量可以是大于九个,每个超声波换能器组中的超声波换能器21可以组成四边形、五边形、六边形等。并且超声波换能器21在进行分组时,可以只处于一个超声波换能器组中,也可以同时处于两个或多个超声波换能器组中。使得超声波换能器的分组更为灵活,保证监测区域更为完整。

[0033] 所述的微处理器1还与稳压模块8相连接,所述稳压模块8的输入与电源或无线充电模块5相连接,稳压模块8的输出用于供电且分别与宫缩单元3、心率单元4及数据输出单元6相连接。具体地,稳压模块8能够将5V的直流电源转换成其他监测单元所需的工作电压,从而保证各监测单元的稳定可靠运行。

[0034] 所述的数据输出单元6包括与微处理器1相连接的显示屏61和/或手机客户端62,所述的显示屏61和/或手机客户端62能够显示胎心、宫缩及心率数据。具体地,手机客户端62与微处理器1之间通过蓝牙模块63相连接,并且手机客户端62包括能够根据胎心、宫缩及心率数据完成绘图的绘图器以及用于将胎心、宫缩及心率数据上传至互联网服务器的数据发送器。优选地,手机客户端62能够实时的绘制胎儿的心率,如果持续10分钟胎心率低于100次/分钟或高于160次/分钟,那么说明胎儿心率出现问题,手机客户端62能够在无需医生指导的情况下很直观地查出胎儿存在的问题。并且传至互联网服务器上的监测数据可以在孕妇及医生之间进行分享,从而能够实现医生的远程诊断,使得孕妇检测更为简便快捷。

[0035] 如图4所示,宫缩单元3包括宫缩探头、宫缩信号调理电路及宫缩探头电池,所述的

宫缩探头包括采用高阻抗的惠斯顿电桥设计的压力传感器P1,并且在宫缩单元3内还设有宫缩MCU、无线充电模块和无线通讯模块,所述的压力传感器P1通过宫缩信号调理电路与宫缩MCU相连接,宫缩MCU和无线通讯模块连接将宫缩信号传送给胎心仪,所述的宫缩探头电池能够给宫缩MCU和无线通讯模块7供电,所述的无线充电模块5能够给宫缩探头电池充电。具体的,宫缩信号调理电路包括放大器U1,稳压二极管D1、稳压二极管D2和电容C1,所述压力传感器P1的第一引脚与电源VCC端相连接用于供电,压力传感器P1的第三引脚接地,压力传感器P1的第二引脚和第四引脚与放大器U1的两个输入端相连接,所述稳压二极管D1的负极与压力传感器P1的第二引脚相连接,稳压二极管D1的正极接地,并且在稳压二极管D1的两端并联有电容C5,所述稳压二极管D2的负极与压力传感器P1的第四引脚相连接,稳压二极管D2的正极接地,并且在稳压二极管D2的两端并联有电容C8,所述放大器U1的第一引脚与电阻R1串联后与放大器U1的第八引脚相连接,放大器U1的第二引脚与压力传感器P1的第四引脚相连接,放大器U1的第三引脚与压力传感器P1的第二引脚相连接,放大器U1的第四引脚与放大器U1的第五引脚连接后接地,放大器U1的第六引脚即输出端OUT输出母体的宫缩信号,放大器U1的第七引脚与电源VCC端相连接,所述电容C1的一端分别与放大器U1的第七引脚和电源VCC端相连接,另一端接地。放大器U1的输出端OUT将宫缩信号输出到宫缩单元3内置的宫缩MCU进行处理后经无线通讯模块7传送到微处理器1。优选的,所述的电源VCC端输出5V电压,压力传感器P1是FSS1500NST型触力传感器,放大器U1是仪表放大器AD623AR。

[0036] 如图5所示,所述的心率单元4包括心率探头、心率信号调理电路及心率探头电池,其中心率探头是心电贴片电极,并且在心率单元4内还设有心率MCU、无线充电模块和无线通讯模块,所述的心电贴片电极通过心率信号调理电路与心率MCU相连接,心率MCU与无线通讯模块连接将心率信号传送给胎心仪,所述的心率探头电池能够给心率MCU和无线通讯模块7供电,所述的无线充电模块能够给心率探头电池充电。具体的,所述的心率信号调理电路包括心电芯片U6、电容C34、电容C35、电感L9、瞬态抑制二极管D1和瞬态抑制二极管D2,所述心电芯片U6的第一引脚CS端与心率MCU相连接,心电芯片U6的第二引脚SEP端与心电贴片电极相连接,心电芯片U6的第三引脚SEN端与另一片心电贴片电极相连接,获取心率信号,心电芯片U6的第四引脚Rx端与心率MCU相连接,心电芯片U6的第五引脚Tx端与心率MCU相连接,心电芯片U6的第六引脚Reset端与心率MCU相连接,心电芯片U6的第七引脚与端子DGND相连接,心电芯片U6的第八引脚与电源VDD端相连接,所述瞬态抑制二极管D1与瞬态抑制二极管D2串联并与接地从而形成钳位电路,并且串联后的一端与心电芯片U6的第二引脚SEP端相连接,串联后的另一端与心电芯片U6的第三引脚SEN端相连接,所述电容C34的一端分别与心电芯片U6的第八引脚和电源VDD端相连接,电容C34的另一端分别与心电芯片U6的第七引脚和端子DGND相连接,所述电感L9的一端与电源VDD端、心电芯片U6的第八引脚和电容C34相连接,另一端与电源DVCC端和电容C35相连接,所述电容C35的另一端与端子DGND相连接。心电贴片电极采集到的电信号经心电芯片U6的第二引脚和心电芯片U6的第三引脚输入后,通过心电芯片U6的第五引脚输出至心率MCU进行处理后经无线通讯模块传送到微处理器1。优选的,心电芯片U6是BMD101型芯片。

[0037] 所述的无线充电模块分别设置在胎心仪、宫缩单元3和心率单元4内,使得每个无线充电模块分别给胎心仪、宫缩单元3和心率单元4提供5V电源。如图6所示,现以位于胎心

仪内的无线充电模块5为例进行说明,宫缩单元3和心率单元4内的无线充电模块电路结构相同。所述的无线充电模块5包括充电接收芯片U13,单排插针J3、电阻R76、电容C123、电阻R62和电容C120,所述单排插针J3是无线充电模块5的输入端并与充电接收芯片U13和无线充电接收线圈相连接,通过无线充电接收线圈获取电能,由充电接收芯片U13进行处理输出5V的电压给胎心仪的电池充电。具体的,所述充电接收芯片U13的第一引脚、充电接收芯片U13的第二十引脚和充电接收芯片U13的第二十一引脚并联后接地,充电接收芯片U13的第二引脚与电容C114串联后与单排插针J3的第一引脚相连接,并且在电容C114的两端依次并联有电容C115和电容C118,充电接收芯片U13的第四引脚与电容C82的一端相连接并输出USB_5V电压,所述电容C82的另一端接地,充电接收芯片U13的第三引脚、充电接收芯片U13的第五引脚和充电接收芯片U13的第六引脚分别串联电容C110、电容C47和电容C109后并联,并联后的一端通过电容C114与单排插针J3的第一引脚相连接,充电接收芯片U13的第九引脚接地,充电接收芯片U13的第十引脚和充电接收芯片U13的第十一引脚并联后接地,充电接收芯片U13的第十二引脚串联电阻R67后与充电接收芯片U13的第十四引脚相连接,充电接收芯片U13的第十三引脚与电容C120串联后接地,在电容C120的两端还并联有电阻R62,充电接收芯片U13的第十四引脚分别通过电阻R67和电阻R54与充电接收芯片U13的第十二引脚和充电接收芯片U13的第十八引脚相连接,充电接收芯片U13的第十五引脚、充电接收芯片U13的第十六引脚和充电接收芯片U13的第十七引脚和分别串联电容C121、电容C122和电容C119后并联,并联后的一端与单排插针J3的第二引脚相连接,充电接收芯片U13的第十八引脚通过电阻R54与充电接收芯片U13的第十四引脚相连接,并通过电阻R54和电阻R67与充电接收芯片U13的第十二引脚相连接,充电接收芯片U13的第十八引脚还与并联后的电容C111和电容C112的一端相连接,并联后的电容C111和电容C112的另一端接地,充电接收芯片U13的第十九引脚与单排插针J3的第二引脚相连接,并且在充电接收芯片U13的第十九引脚和充电接收芯片U13的第二引脚之间还并联设置有电容C116和电容C117,所述电阻R76与电容C123并联设置,并联后的一端分别与充电接收芯片U13的第十二引脚、充电接收芯片U13的第十九四引脚和充电接收芯片U13的第十九引脚相连接另一端接地。优选的,充电接收芯片U13是BQ51013B型充电接收芯片。

[0038] 如图7所示,所述的数据输出单元6包括OLED芯片U1,所述OLED芯片U1的第一引脚接地,OLED芯片U1的第二引脚串联电容C3后与OLED芯片U1的第三引脚相连接,OLED芯片U1的第四引脚串联电容C4后与OLED芯片U1的第五引脚相连接,OLED芯片U1的第六引脚串联电容C6后接地并与电源VCC端相连接,OLED芯片U1的第七引脚悬空,OLED芯片U1的第八引脚接地,OLED芯片U1的第九引脚串联电容C12后接地,OLED芯片U1的第十引脚、OLED芯片U1的第十一引脚和OLED芯片U1的第十二引脚并联后接地,OLED芯片U1的第十三引脚OLED_CS端与微处理器1相连接,OLED芯片U1的第十四引脚依次与电阻R9和电容C11串联后接地,并且在电阻R9和电容C11串联后的两端并联有电容C5,在电容C11的两端并联有电容C9,所述的电容C9还与电源VCC端相连接,OLED芯片U1的第十五引脚OLED_DC端与微处理器1相连接,OLED芯片U1的第十六引脚与OLED芯片U1的第十七引脚并联后接地,OLED芯片U1的第十八引脚OLED_SCLK端与微处理器1相连接,OLED芯片U1的第十九引脚OLED_SDIN端与微处理器1相连接,OLED芯片U1的第二十引脚悬空,OLED芯片U1的第二十一引脚、OLED芯片U1的第二十二引脚、OLED芯片U1的第二十三引脚、OLED芯片U1的第二十四引脚和OLED芯片U1的第二十五引

脚并联后接地，OLED芯片U1的第二十六引脚、OLED芯片U1的第二十七引脚和OLED芯片U1的第二十八引脚分别串联电阻R3、电容C1和电容C2后并联设置并接地，OLED芯片U1的第二十九引脚和OLED芯片U1的第三十引脚均接地。数据输出单元6可用于显示电池电量、蓝牙信号强度、射频信号强度、胎心率、宫缩值、母体心率等信息。

[0039] 如图8所示，所述的无线通讯模块7包括分别设置在微处理器1、宫缩单元3和心率单元4内的无线通讯电路，无线通讯电路的结构相同，位于宫缩单元3和心率单元4内的无线通讯电路通过陶瓷天线A1与位于微处理器1内的无线通讯电路通讯连接，从而将信息传输给微处理器1，同时，所述的无线通讯电路通过其的SPI接口与宫缩单元3的宫缩MCU或心率单元4的心率MCU或微处理器1相连接。具体的，如图8所示，以胎心仪内的无线通讯电路进行说明，无线通讯电路包括芯片U16、芯片X1、电容C85、电容C95、电容C94、电容C88、电感L1、电感L7、电感L8和电感L4，所述芯片U16的第一引脚与微处理器1相连接，芯片U16的第二引脚SPI3_MISO端与微处理器1相连接，芯片U16的第三引脚与微处理器1相连接，芯片U16的第四引脚与+3V3_RF电源端相连接，芯片U16的第五引脚与电容C101串联后接地，芯片U16的第六引脚与微处理器1相连接，芯片U16的第七引脚SPT3_CS_n端与微处理器1相连接，芯片U16的第八引脚与芯片X1相连接，芯片U16的第九引脚、芯片U16的第十一引脚、芯片U16的第十四引脚、芯片U16的第十五引脚和芯片U16的第十八引脚并联后与+3V3_RF端相连接，芯片U16的第十引脚与芯片X1相连接，芯片U16的第十二引脚通过电容C91、电感L8、电感L4和电容C89与陶瓷天线A1串联，芯片U16的第十三引脚通过电感L7、电感L8、电感L4和电容C89与陶瓷天线A1串联，芯片U16的第十六引脚接地，芯片U16的第十七引脚与电阻R68串联后接地，芯片U16的第十九引脚接地，芯片U16的第二十引脚与微处理器1相连接，所述电容C88的一端分别与芯片U16的第十三引脚和电感L7相连接另一端接地，所述电感L1的一端分别与芯片U16的第十二引脚和电容C91相连接，另一端串联电容C97后接地，所述电容C95的一端分别与电感L8和电感L4相连接另一端接地，所述电容C94的一端分别与电感L4和电容C89相连接另一端接地，所述芯片X1的第一引脚与芯片U16的第十引脚相连接，芯片X1的第二引脚串联电容C102后接地，芯片X1的第三引脚与芯片U16的第八引脚相连接，芯片X1的第四引脚串联电容C108后接地，所述电容C85的一端与+3V3_RF端相连接另一端接地。优选的，所述陶瓷天线A1是AN1603-433型贴片陶瓷天线，芯片U16是M01536型芯片，芯片X1是VGM128064型芯片。无线通讯单元采用433M射频通信技术，从而省去了宫缩单元、心率单元与微处理器单元之间的有线连接，方便用户使用。

[0040] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本实用新型所作的进一步详细说明，不能认定本实用新型的具体实施只局限于这些说明。对于本实用新型所属技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本实用新型构思的前提下，还可以做出若干简单推演或替换，都应当视为属于本实用新型的保护范围。

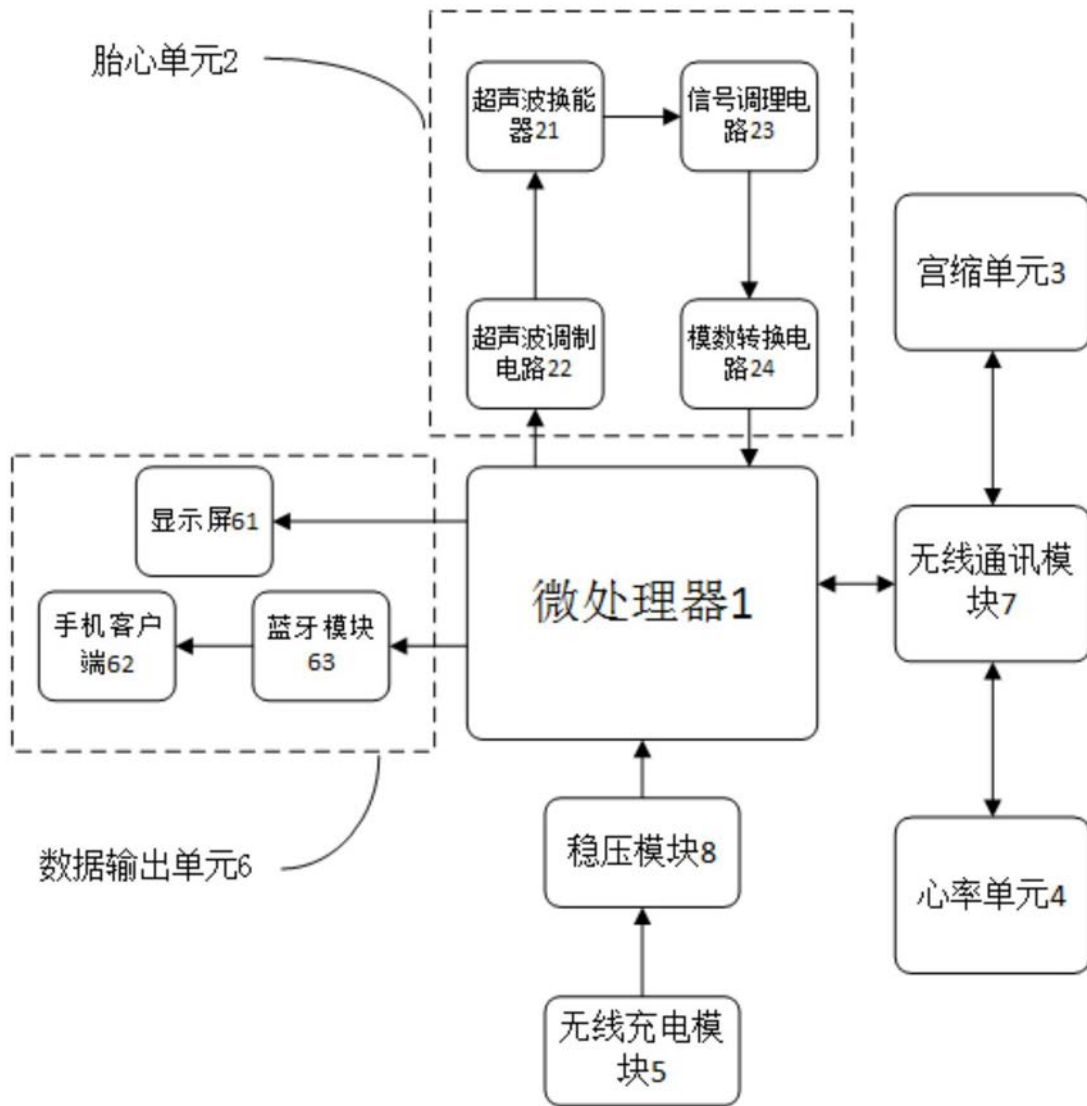


图1

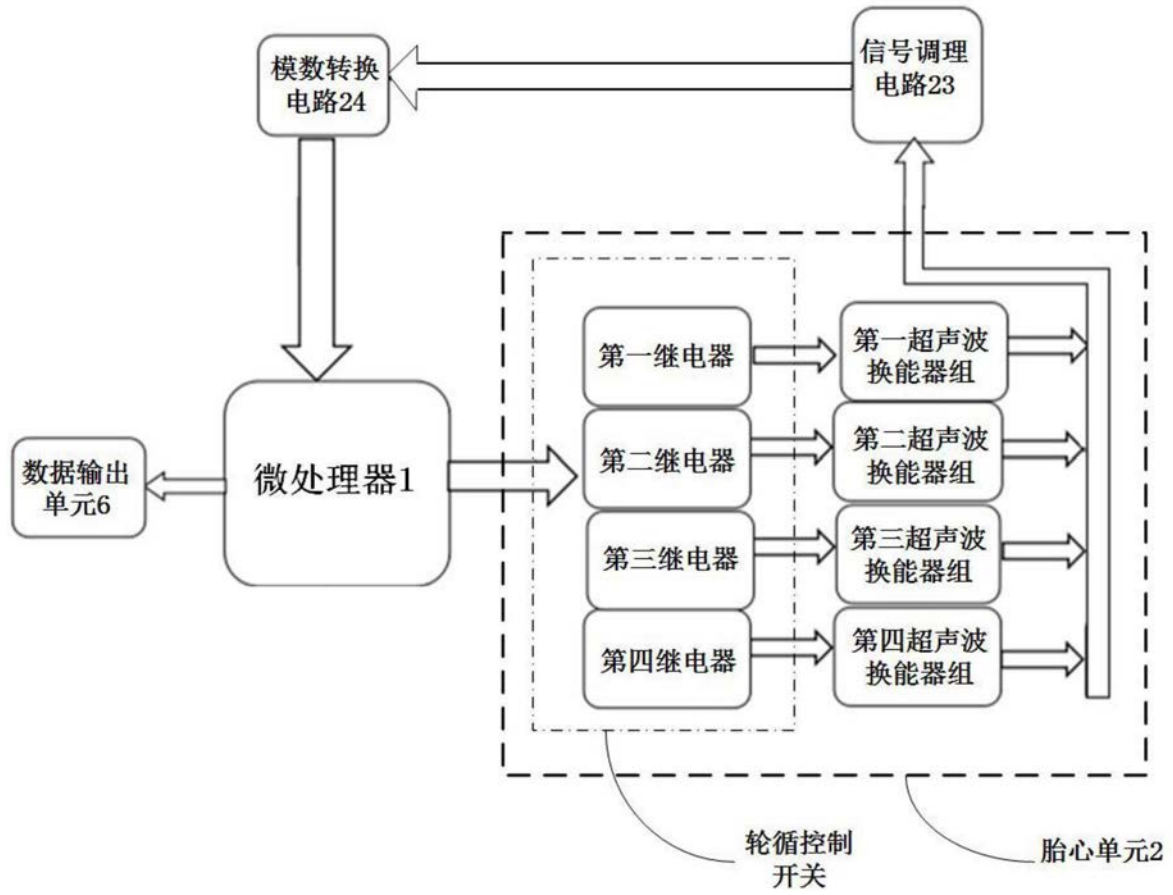


图2

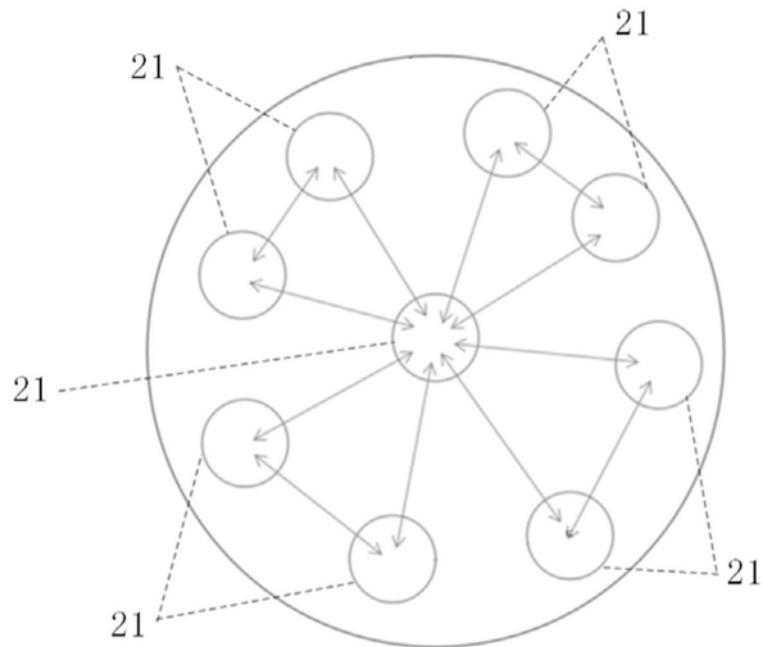


图3

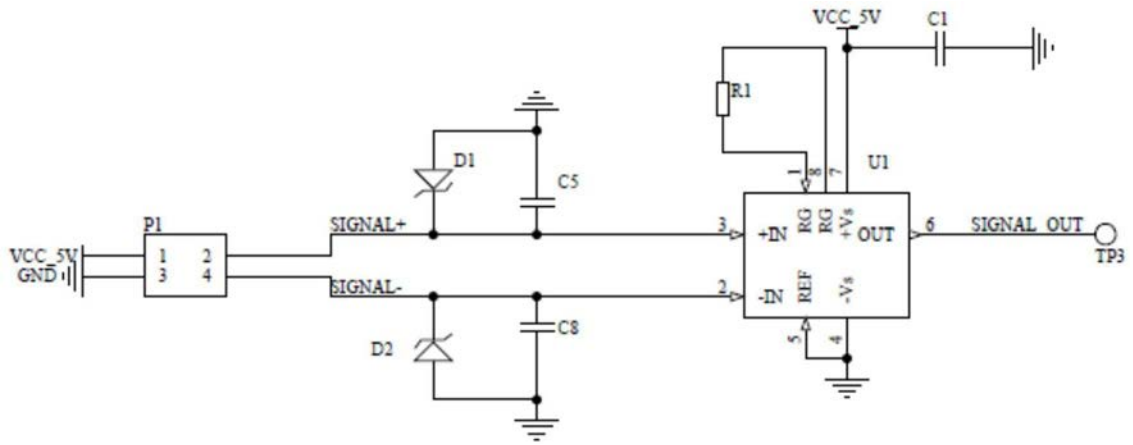


图4

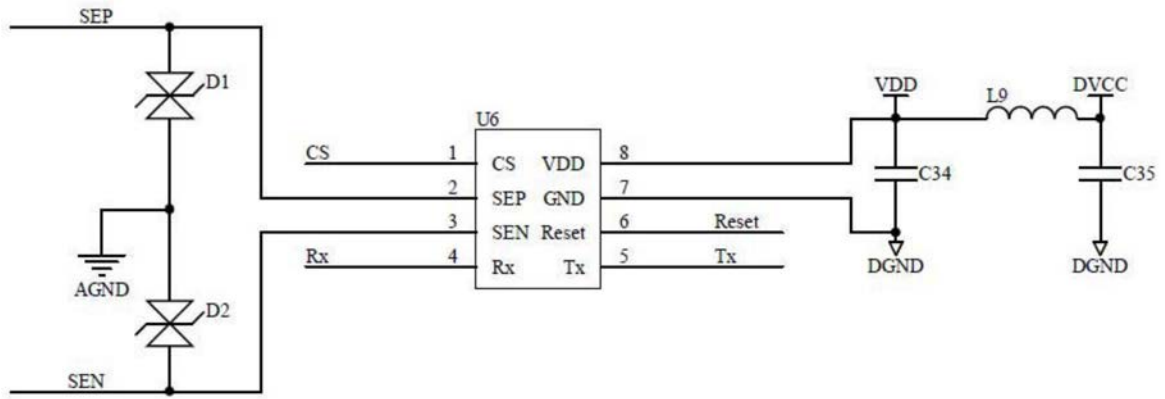


图5

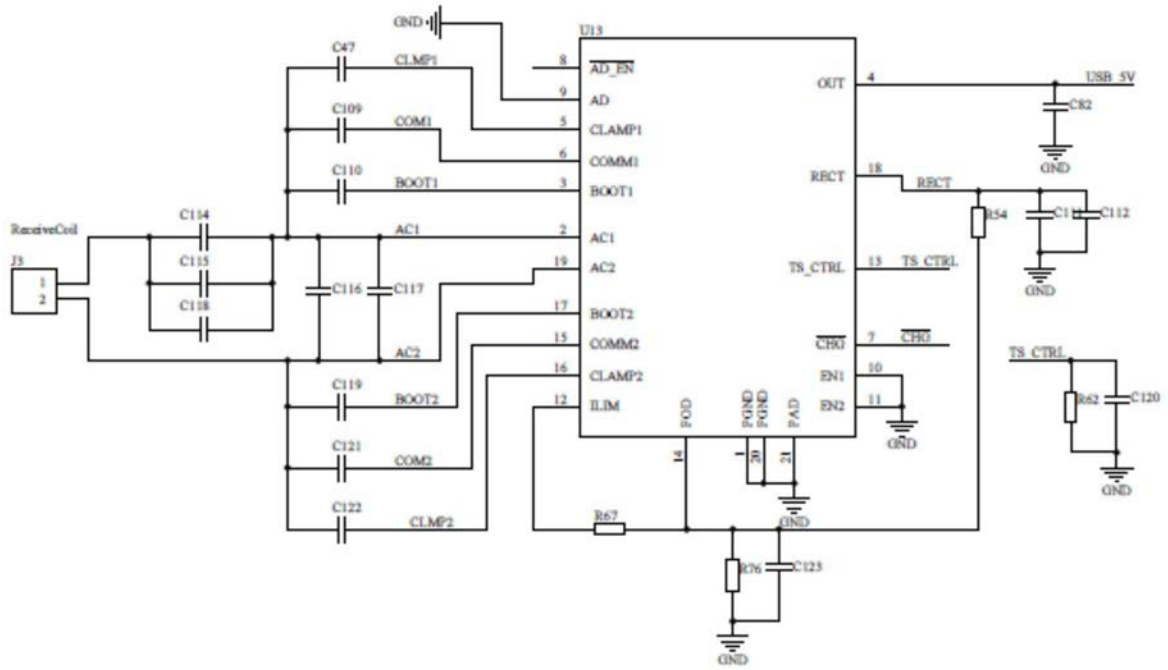


图6

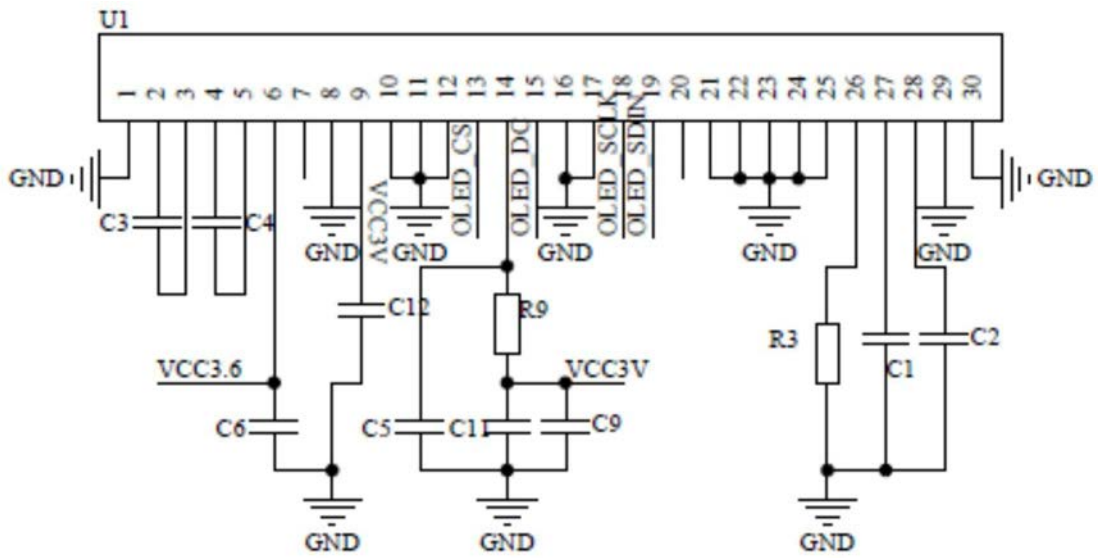


图7

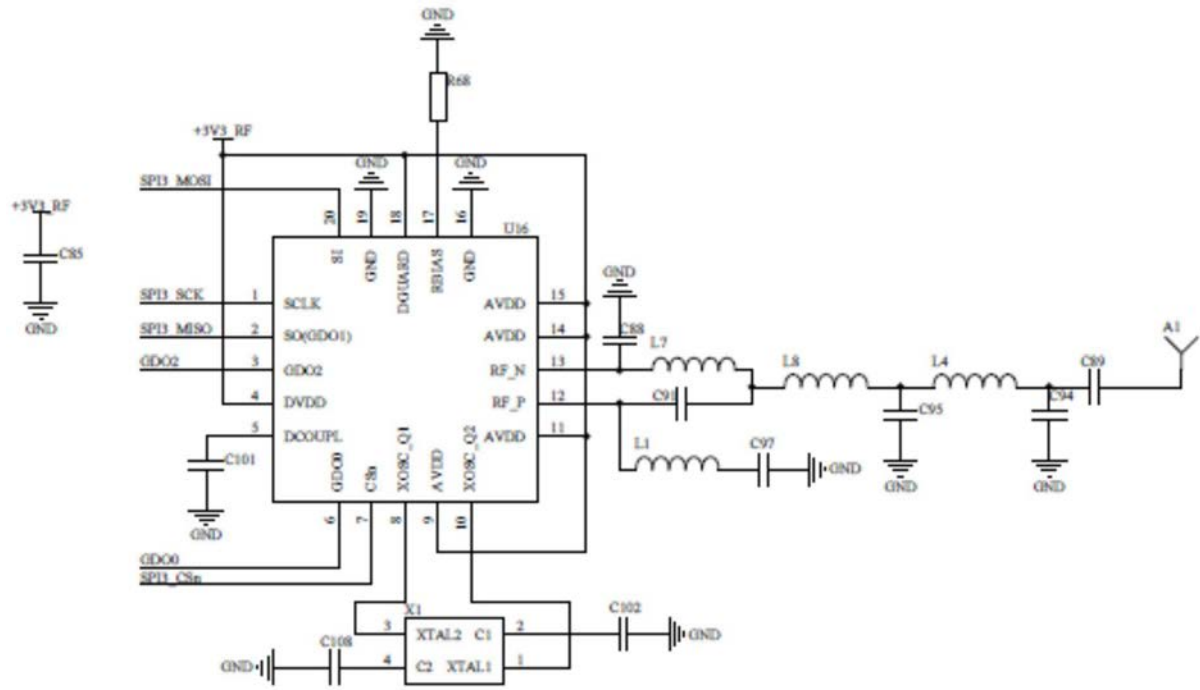


图8

专利名称(译)	多功能胎心仪		
公开(公告)号	CN208524904U	公开(公告)日	2019-02-22
申请号	CN201720920322.7	申请日	2017-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	北京春闰科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京春闰科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京春闰科技有限公司		
[标]发明人	吕鑫 程俊 赵晓林		
发明人	吕鑫 程俊 赵晓林		
IPC分类号	A61B8/02		
优先权	201620796523.6 2016-07-26 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种多功能胎心仪，包括微处理器、胎心单元、宫缩单元、心率单元、无线充电模块及数据输出单元，所述的胎心单元包括与微处理器相连接的超声波换能器，所述的超声波换能器将监测到的信号输入至微处理器内并得到胎心信号，所述的宫缩单元和心率单元分别与微处理器相连接用于将母体的宫缩信号及心率信号输入至微处理器内。所述的无线充电模块用于为胎心仪的电池充电，所述的数据输出单元分别与微处理器及互联网服务器相连接，并且微处理器能将胎心、宫缩及心率数据输出至数据输出单元，并通过数据输出单元将数据上传至互联网服务器。本实用新型提供一种功能齐全、操作简便、数据共享的多功能胎心仪。

