



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110200613 A

(43)申请公布日 2019.09.06

(21)申请号 201910277649.0

(22)申请日 2019.04.08

(71)申请人 深圳市贝斯曼精密仪器有限公司

地址 518054 广东省深圳市南山区向南路
南油第二工业区210栋第4层

(72)发明人 白湧

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205

代理人 唐致明 洪铭福

(51)Int.Cl.

A61B 5/0225(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

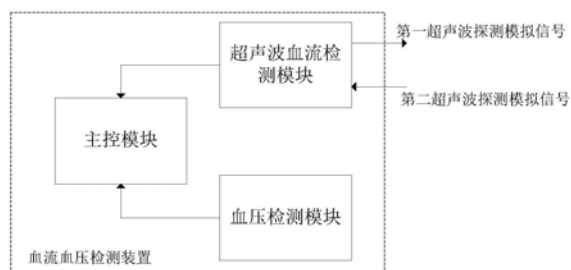
权利要求书2页 说明书10页 附图11页

(54)发明名称

一种血流血压检测装置

(57)摘要

本发明公开了一种血流血压检测装置,通过设置超声波血流检测模块用于发射第一超声波探测模拟信号,并接收处理第二超声波探测模拟信号后输出超声波探测数字信号至主控模块,主控模块根据接收的超声波探测数字信号获取血流数据,设置血压检测模块获取血压数据并输出至主控模块;解决了现有技术中在进行血流检测时,采用专门的血流检测设备来进行检测工作,在进行血压检测时,采用专门的血压检测设备来进行检测工作,这导致在对同一待测人员进行血流和血压检测时,需要更换检测设备或转移检测地点进行检测,造成了检测效率低下、设备成本高、设备功能单一的技术问题;提供了一种多功能的、综合成本低的、检测效率高的血流血压检测装置。



1. 一种血流血压检测装置,其特征在于,包括:

超声波血流检测模块,用于发射第一超声波探测模拟信号,并接收处理所述第一超声波探测模拟信号经过血液后反射形成的第二超声波探测模拟信号后输出超声波探测数字信号;

血压检测模块,用于获取并输出血压数据;

主控模块,用于接收处理所述超声波探测数字信号以获取血流数据,并用于接收所述血压数据。

2. 根据权利要求1所述的血流血压检测装置,其特征在于,所述超声波血流检测模块包括:

超声探测模块,用于发射所述第一超声波探测模拟信号,并接收所述第一超声波探测模拟信号经过血液后反射形成的所述第二超声波探测模拟信号;

血流信号分路模块,用于利用2路解调信号分别对所述超声探测模块接收的所述第二超声波探测模拟信号进行分路输出处理;

血流流向处理模块;用于处理所述血流信号分路模块分路输出的所述超声波探测模拟信号后输出所述超声波探测数字信号。

3. 根据权利要求2所述的血流血压检测装置,其特征在于,所述超声探测模块包括超声探头,所述超声探头包括超声波产生电路、超声波接收谐振电路和超声波发射电路;所述超声波接收谐振电路的输出端与所述血流信号分路模块的输入端连接,所述超声波产生电路的输出端分别与所述超声波发射电路的输入端、所述血流信号分路模块的输入端连接。

4. 根据权利要求3所述的血流血压检测装置,其特征在于,所述血流信号分路模块包括第一分频电路和第二分频电路;所述超声波产生电路的第一输出端与所述第一分频电路的第一输入端连接,所述超声波接收谐振电路的输出端与所述第一分频电路的第二输入端连接,所述第一分频电路的输出端与所述血流流向处理模块的第一输入端连接,所述超声波产生电路的第二输出端与所述第二分频电路的第一输入端连接,所述超声波接收谐振电路的输出端与所述第二分频电路的第二输入端连接,所述第二分频电路的输出端与所述血流流向处理模块的第二输入端连接。

5. 根据权利要求4所述的血流血压检测装置,其特征在于,所述血流流向处理模块包括第一血流流向处理子模块和第二血流流向处理子模块;所述第一血流流向处理子模块包括第一滤波放大电路和第一模数转换电路,所述第一分频电路的输出端与所述第一滤波放大电路的输入端连接,所述第一滤波放大电路的输出端与所述第一模数转换电路的输入端连接,所述第一模数转换电路的输出端与所述主控模块的输入端连接;所述第二血流流向处理子模块包括第二滤波放大电路和第二模数转换电路,所述第二分频电路的输出端与所述第二滤波放大电路的输入端连接,所述第二滤波放大电路的输出端与所述第二模数转换电路的输入端连接,所述第二模数转换电路的输出端与所述主控模块的输入端连接。

6. 根据权利要求1至5任一项所述的血流血压检测装置,其特征在于,所述血压检测模块包括:

充气模块,用于血压检测时控制所述血流血压检测装置进行充气;

放气模块,用于血压检测时控制所述血流血压检测装置进行放气;

血压数据获取模块,用于获取所述血压数据;

所述充气模块的输入端、所述放气模块的输入端均与所述主控模块的输出端连接,所述血压数据获取模块的输出端与所述主控模块的输入端连接。

7. 根据权利要求6所述的血流血压检测装置,其特征在于,所述充气模块包括充气泵和充气控制电路,所述充气控制电路分别与所述充气泵、所述主控模块连接,所述充气控制电路受控于所述主控模块以用于控制所述充气泵进行充气。

8. 根据权利要求7所述的血流血压检测装置,其特征在于,所述放气模块包括快放气模块和慢放气模块;所述主控模块的输出端与所述快放气模块的输入端连接,以控制所述血流血压检测装置进行快速放气;所述主控模块的输出端与所述慢放气模块的输入端连接,以控制所述血流血压检测装置进行慢放气。

9. 根据权利要求8所述的血流血压检测装置,其特征在于,所述快放气模块包括快放气控制电路和第一放气阀;所述快放气控制电路的第一输出端与所述第一放气阀的第一端连接,所述快放气控制电路的第二输出端与所述第一放气阀的第二端连接;所述快放气控制电路包括快放气控制输入端和过压保护放气控制端,所述主控模块的输出端分别与所述快放气控制输入端、所述过压保护放气控制端连接;所述慢放气模块包括慢放气控制电路和第二放气阀;所述主控模块的输出端与所述慢放气控制电路的输入端连接,所述慢放气控制电路的第一输出端与所述第二放气阀的第一端连接,所述慢放气控制电路的第二输出端与所述第二放气阀的第二端连接。

10. 根据权利要求6所述的血流血压检测装置,其特征在于,所述血压数据获取模块包括压力传感器和血压数据获取电路,所述压力传感器的输出端与所述血压获取电路的输入端连接,所述血压数据获取电路的输出端与所述主控模块的输入端连接。

11. 根据权利要求10所述的血流血压检测装置,其特征在于,所述血流血压检测装置还包括脉搏数据获取电路,所述压力传感器的输出端与所述脉搏数据获取电路的输入端连接,所述脉搏数据获取电路的输出端与所述主控模块的输入端连接。

一种血流血压检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗健康检测设备技术领域,尤其是涉及一种血流血压检测装置。

背景技术

[0002] 随着科学技术的不断发展,各种医疗健康检测设备都在研发生产,为人们的工作及健康状况的检测提供了极大的便利,血流检测和血压检测作为疾病诊断和体质健康的重要指标,因此,人们在进行疾病治疗或体质检测时需要进行血流和血压的检测。

[0003] 现有技术中,在进行血流检测时,人们采用专门的血流检测设备来进行检测工作,在进行血压检测时,人们采用专门的血压检测设备来进行检测工作,这导致在对同一待测人员进行血流和血压检测时,需要更换检测设备或转移检测地点进行检测,造成了检测效率低下、设备成本高、设备功能单一的技术问题。

发明内容

[0004] 本发明旨在至少在一定程度上解决相关技术中的技术问题之一。为此,本发明的一个目的是提供一种多功能的、综合成本低的、检测效率高的血流血压检测装置。

[0005] 本发明所采用的技术方案是:

[0006] 第一方面,本发明提供一种血流血压检测装置,其包括:

[0007] 超声波血流检测模块,用于发射第一超声波探测模拟信号,并接收处理所述第一超声波探测模拟信号经过血液后反射形成的第二超声波探测模拟信号后输出超声波探测数字信号;

[0008] 血压检测模块,用于获取并输出血压数据;

[0009] 主控模块,用于接收处理所述超声波探测数字信号以获取血流数据,并用于接收所述血压数据。

[0010] 进一步地,所述超声波血流检测模块包括:

[0011] 超声探测模块,用于发射所述第一超声波探测模拟信号,并接收所述第一超声波探测模拟信号经过血液后反射形成的所述第二超声波探测模拟信号;

[0012] 血流信号分路模块,用于利用2路解调信号分别对所述超声探测模块接收的所述第二超声波探测模拟信号进行分路输出处理;

[0013] 血流流向处理模块;用于处理所述血流信号分路模块分路输出的所述超声波探测模拟信号后输出所述超声波探测数字信号。

[0014] 进一步地,所述超声探测模块包括超声探头,所述超声探头包括超声波产生电路、超声波接收谐振电路和超声波发射电路;所述超声波接收谐振电路的输出端与所述血流信号分路模块的输入端连接,所述超声波产生电路的输出端分别与所述超声波发射电路的输入端、所述血流信号分路模块的输入端连接。

[0015] 进一步地,所述血流信号分路模块包括第一分频电路和第二分频电路;所述超声波产生电路的第一输出端与所述第一分频电路的第一输入端连接,所述超声波接收谐振电

路的输出端与所述第一分频电路的第二输入端连接,所述第一分频电路的输出端与所述血流流向处理模块的第一输入端连接,所述超声波产生电路的第二输出端与所述第二分频电路的第一输入端连接,所述超声波接收谐振电路的输出端与所述第二分频电路的第二输入端连接,所述第二分频电路的输出端与所述血流流向处理模块的第二输入端连接。

[0016] 进一步地,所述血流流向处理模块包括第一血流流向处理子模块和第二血流流向处理子模块;所述第一血流流向处理子模块包括第一滤波放大电路和第一模数转换电路,所述第一分频电路的输出端与所述第一滤波放大电路的输入端连接,所述第一滤波放大电路的输出端与所述第一模数转换电路的输入端连接,所述第一模数转换电路的输出端与所述主控模块的输入端连接;所述第二血流流向处理子模块包括第二滤波放大电路和第二模数转换电路,所述第二分频电路的输出端与所述第二滤波放大电路的输入端连接,所述第二滤波放大电路的输出端与所述第二模数转换电路的输入端连接,所述第二模数转换电路的输出端与所述主控模块的输入端连接。

[0017] 进一步地,所述血压检测模块包括:

[0018] 充气模块,用于血压检测时控制所述血流血压检测装置进行充气;

[0019] 放气模块,用于血压检测时控制所述血流血压检测装置进行放气;

[0020] 血压数据获取模块,用于获取所述血压数据;

[0021] 所述充气模块的输入端、所述放气模块的输入端均与所述主控模块的输出端连接,所述血压数据获取模块的输出端与所述主控模块的输入端连接。

[0022] 进一步地,所述充气模块包括充气泵和充气控制电路,所述充气控制电路分别与所述充气泵、所述主控模块连接,所述充气控制电路受控于所述主控模块以用于控制所述充气泵进行充气。

[0023] 进一步地,所述放气模块包括快放气模块和慢放气模块;所述主控模块的输出端与所述快放气模块的输入端连接,以控制所述血流血压检测装置进行快速放气;所述主控模块的输出端与所述慢放气模块的输入端连接,以控制所述血流血压检测装置进行慢放气。

[0024] 进一步地,所述快放气模块包括快放气控制电路和第一放气阀;所述快放气控制电路的第一输出端与所述第一放气阀的第一端连接,所述快放气控制电路的第二输出端与所述第一放气阀的第二端连接;所述快放气控制电路包括快放气控制输入端和过压保护放气控制端,所述主控模块的输出端分别与所述快放气控制输入端、所述过压保护放气控制端连接;所述慢放气模块包括慢放气控制电路和第二放气阀;所述主控模块的输出端与所述慢放气控制电路的输入端连接,所述慢放气控制电路的第一输出端与所述第二放气阀的第一端连接,所述慢放气控制电路的第二输出端与所述第二放气阀的第二端连接。

[0025] 进一步地,所述血压数据获取模块包括压力传感器和血压数据获取电路,所述压力传感器的输出端与所述血压获取电路的输入端连接,所述血压数据获取电路的输出端与所述主控模块的输入端连接。

[0026] 进一步地,所述血流血压检测装置还包括脉搏数据获取电路,所述压力传感器的输出端与所述脉搏数据获取电路的输入端连接,所述脉搏数据获取电路的输出端与所述主控模块的输入端连接。

[0027] 本发明的有益效果是:

[0028] 本发明一种血流血压检测装置,其通过设置超声波血流检测模块用于发射第一超声波探测模拟信号,并接收处理第二超声波探测模拟信号后输出超声波探测数字信号至主控模块,主控模块根据接收的超声波探测数字信号获取血流数据,设置血压检测模块获取血压数据并输出至主控模块;解决了现有技术中在进行血流检测时,采用专门的血流检测设备来进行检测工作,在进行血压检测时,采用专门的血压检测设备来进行检测工作,这导致在对同一待测人员进行血流和血压检测时,需要更换检测设备或转移检测地点进行检测,造成了检测效率低下、设备成本高、设备功能单一的技术问题;提供了一种多功能的、综合成本低的、检测效率高的血流血压检测装置。

附图说明

- [0029] 图1是本发明一种血流血压检测装置的一具体实施例模块框图;
- [0030] 图2是本发明中超声波血流检测模块的一具体实施例模块框图;
- [0031] 图3是本发明中超声波产生电路的一具体实施例电路图;
- [0032] 图4是本发明中超声波发射电路的一具体实施例电路图;
- [0033] 图5是本发明中超声波接收谐振电路的一具体实施例电路图;
- [0034] 图6是本发明中第一分频电路的一具体实施例电路图;
- [0035] 图7是本发明中第二分频电路的一具体实施例电路图;
- [0036] 图8是本发明中第一滤波放大电路和第二滤波放大电路的一具体实施例电路图;
- [0037] 图9是本发明中第一模数转换电路的一具体实施例电路图;
- [0038] 图10是本发明中第二模数转换电路的一具体实施例电路图;
- [0039] 图11是本发明中主控模块的一具体实施例电路图;
- [0040] 图12是本发明中血压检测模块的一具体模块框图;
- [0041] 图13是本发明中血压数据获取电路的一具体实施例电路图;
- [0042] 图14是本发明中脉搏数据获取电路的一具体实施例电路图;
- [0043] 图15是本发明中充气控制电路的一具体实施例电路图;
- [0044] 图16是本发明中快放气控制电路的一具体实施例电路图;
- [0045] 图17是本发明中慢放气控制电路的一具体实施例电路图。

具体实施方式

[0046] 需要说明的是,在不冲突的情况下,本申请中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0047] 如图1所示,本发明一种血流血压检测装置,其包括超声波血流检测模块、血压检测模块和主控模块;其中,超声波血流检测模块的输出端、血压检测模块的输出端均与主控模块的输入端连接,超声波血流检测模块用于发射第一超声波探测模拟信号,并接收处理第一超声波探测模拟信号经过血液后反射形成的第二超声波探测模拟信号后输出超声波探测数字信号至主控模块,血压检测模块用于获取血压数据并将血压数据传输至主控模块,主控模块根据接收的超声波探测数字信号获取血流数据,解决了现有技术中在进行血流检测时,采用专门的血流检测设备来进行检测工作,在进行血压检测时,采用专门的血压检测设备来进行检测工作,这导致在对同一待测人员进行血流和血压检测时,需要更换检

测设备或转移检测地点进行检测,造成了检测效率低下、设备成本高、设备功能单一的技术问题。

[0048] 具体的,以下分别对各个功能模块进行详细的阐述:

[0049] 1、超声波血流检测模块

[0050] 如图2所示,超声波血流检测模块包括超声探测模块、血流信号分路模块和血流流向处理模块;其通过设置有超声探测模块发射第一超声波探测模拟信号并接收反馈回来的第二超声波探测模拟信号传输至血流信号分路模块利用2路解调信号分别对接收的第二超声波探测模拟信号进行分路接收后输入至血流流向处理模块进行信号处理,血流流向处理模块将接收的第二超声波探测模拟信号进行处理后输出超声波探测数字信号至主控模块。

[0051] 本实施例中,超声探测模块为超声探头,其包括超声波产生电路、超声波接收谐振电路、和超声波发射电路,血流信号分路模块包括第一分频电路和第二分频电路。具体的,参照图3,超声波产生电路包括8MHz无源晶振Y1、第九电阻R9至第十二电阻R12、第五电感L5、第十一电容R11、第十二电容C12、第一反相器U1和第二反相器U2;其中第十二电阻R12为滑动变阻器,8MHz无源晶振Y1的X1端分别与第九电阻R9的一端、第十二电容C12的一端、第一反相器U1的输入端连接,所述8MHz无源晶振Y1的X2端分别与第一反相器U1的输出端、第二反相器U2的输入端、第九电阻R9的另一端、第十一电容C11的一端连接,第十一电容C11的另一端与第十二电容C12的另一端连接后共地,第二反相器U2的输出端为超声波产生电路的第一输出端,第二反相器U2的输出端分别与超声波发射电路的输入端、第一分频电路的第一输入端、第十电阻R10的一端连接,第十电阻R10的另一端与第五电感L5的一端连接,第五电感L5的另一端(即超声波产生电路的第二输出端)分别与第十一电阻R11的一端、第十二电阻R12的第一固定端连接,第十一电阻R11的另一端与外接2V电源连接,第十二电阻R12的滑动端、第十二电阻R12的第二固定端连接后共地;通过超声波产生电路的第一输出端输出的8MHz信号和第二输出端输出的8.1MHz信号实际上只是第二输出端的信号相位比第一输出端的信号相位滞后90度,实际两个输出端的信号幅值频率均一致,8.1MHz为了区别两个输出端的信号存在相位的差异而做出的标识,通过相位相差90度的2路解调信号用于第一分频电路和第二分频电路进行信号的接收;同时,供给超声波发射电路向外发射超声波探测模拟信号。参照图4,超声波发射电路包括第九电容C9、第十电容C10、第八电阻R8、第四电感L4、第四三极管Q4和发射陶瓷晶片;其中,发射陶瓷晶片的两端分别与J1和J2的接口连接,第九电容C9的一端(即超声波发射电路的输入端)与第二反相器U2的输出端连接,第九电容C9的另一端分别与第四三极管Q4的基极、第八电阻R8的一端连接,第八电阻R8的另一端分别与第十电容C10的一端、第四电感L4的一端连接后接入外接2V电源,第十电容C10的另一端分别与第四三极管Q4的集电极、第四电感L4的另一端、J1接口连接,第四三极管Q4的发射极与J2接口连接后共地,其通过接收超声波产生电路产生的8MHz信号源后再通过发射陶瓷晶片将第一超声波探测模拟信号往外发射。参照图5,超声波接收谐振电路包括接收陶瓷晶片、第一谐振变压器T1、第一放大管Q1、第一电容C1至第四电容C4、第一电阻R1、第一电感L1、第一输出端AS1和第二输出端AS2;其中,第一放大管Q1为第一三极管Q1,接收陶瓷晶片的两端分别与J9A和J10A的接口连接,第一谐振变压器T1的第一输入端与J9A接口连接,第一谐振变压器T1的第二输入端与J10A接口连接,第一谐振变压器T1的第一输出端分别与第四电容C4的一端、第一三极管Q1的基极连接,第一谐振变压器T1的第二输出端分别与

四电容C4的另一端、第一三极管Q1的发射极连接后共地,第一三极管Q1的集电极分别与第一电感L1的一端、第一电阻R1的一端、第一电容C1的一端、第二电容C2的一端连接,第一电感L1的另一端分别与第一电阻R1的另一端、第三电容C3的一端连接后接入外接2V电源,第三电容C3的另一端接地,第一电容C1的另一端与第一输出端AS1连接后接入血流信号分路模块,第二电容C2的另一端与第二输出端AS2连接后接入血流信号分路模块,其通过接收陶瓷晶片接收反馈回来的第二超声波探测模拟信号经第一三极管Q1放大后由第一输出端AS1、第二输出端AS2输出至血流信号分路模块。

[0052] 参照图6,本实施例中,第一分频电路包括第二电阻R2至第四电阻R4、第五电容C5、第六电容C6、第二电感L2和第二三极管Q2;其中,第四电阻R4的一端(即第一分频电路的第一输入端)与超声波产生电路中的第二反相器U2的输出端连接,第四电阻R4的另一端与第六电容C6的一端连接,第六电容C6的另一端分别与第三电阻R3的一端、第二三极管Q2的基极连接,第二三极管Q2的发射极(即第一分频电路的第二输入端)分别与第二电感L2的一端、超声波接收谐振电路的第一输出端AS1连接,第二电感L2的另一端接地,第三电阻R3的另一端分别与第二三极管Q2的集电极、第二电阻R2的一端、第五电容C5的一端、血流流向处理模块的第一输入端连接,第二电阻R2的另一端与外接2V电源连接,第五电容C5的另一端接地,通过接收超声波产生电路产生的8MHz信号源和超声波接收谐振电路的第一输出端AS1传来的信号后输出至血流流向处理模块。参照图7,第二分频电路包括第五电阻R5至第七电阻R7、第七电容C7、第八电容C8、第三三极管Q3、第三电感L3和第三反相器U3;其中,第三反相器U3的输入端与超声波产生电路中的第二反相器U2的输出端连接,第三反相器U3的输出端与第七电阻R7的一端连接,第七电阻R7的另一端与第八电容C8的一端连接,第八电容C8的另一端分别与第六电阻R6的一端、第三三极管Q3的基极连接,第三三极管Q3的发射极分别与第三电感L3的一端、超声波接收谐振电路的第二输出端AS2连接,第三电感L3的另一端接地,第六电阻R6的另一端分别与第三三极管Q3的集电极、第五电阻R5的一端、第七电容C7的一端、血流流向处理模块的第二输入端连接,第五电阻R5的另一端与外接2V电源连接,第七电容C7的另一端接地,通过接收超声波产生电路产生的8MHz信号源并将其接入第三反相器U3且接收超声波接收谐振电路的第二输出端AS2传来的信号后输出至血流流向处理模块。

[0053] 本实施例中,血流流向处理模块包括第一血流流向处理子模块和第二血流流向处理子模块;其中,第一血流流向处理子模块包括第一滤波放大电路和第一模数转换电路,第二血流流向处理子模块包括第二滤波放大电路和第二模数转换电路,第一滤波放大电路包括第一低通滤波电路、第一信号放大电路和第一高通滤波电路,第二滤波放大电路包括第二低通滤波电路、第二信号放大电路和第二高通滤波电路。具体的,参照图8,第一低通滤波电路包括:第十三电容C13至第十七电容C17、第十三电阻R13至第十六电阻R16、第五三极管Q5、和第一滤波开关芯片U4;第一信号放大电路包括:第十七电阻R17至第十九电阻R19和第一运算放大器U5;第一高通滤波电路包括:第十八电容C18、第十九电容C19、第二十电阻R20至第二十二电阻R22和第二运算放大器U6;第二低通滤波电路包括:第二十电容C20至第二十四电容C24、第二十三电阻R23至第二十五电阻R25和第二滤波开关芯片U7;第二信号放大电路包括:第二十六电阻R26至第二十八电阻R28和第三运算放大器U8;第二高通滤波电路包括:第二十电容C25、第二十六电容C26、第二十九电阻R29至第三十一电阻R31和第四运算

放大器U9;其中,第一滤波开关芯片U4和第二滤波开关芯片U7均为TC4W66F芯片,第一运算放大器U5至第四运算放大器U9均为TL064运算放大器,第十电阻R10和第二十电阻R20均为滑动变阻器;第十三电容C13的一端(即第一滤波放大电路的输入端)与第一分频电路的输出端SI1连接,用于接收超声波信号探测探头传递来的第二超声波探测模拟信号,第十三电容C13的另一端与第十电阻R10的第一固定端连接,第十电阻R10的第二固定端接地,第十电阻R10的滑动端分别与第十一电阻R11的一端、第十四电容C14的一端、第一滤波开关芯片U4的输入端连接,第十一电阻R11的另一端接地,第十四电容C14的另一端分别与第十二电阻R12的一端、第十五电容C15的一端连接,第十五电容C15的另一端分别与第十六电容C16的一端、第十七电容C17的一端、第一运算放大器U5的正相输入端、第十四电阻R14的一端连接,第十六电容C16的另一端与第一滤波开关芯片U4的输出端连接,第十四电阻R14的另一端接地,第十二电阻R12的另一端分别与第十七电容C17的另一端、第一运算放大器U5的反相输入端、第十五电阻R15的一端、第十六电阻R16的一端连接,第十五电阻R15的另一端接地,第十六电阻R16的另一端分别与第一运算放大器U5的输出端、第十八电容C18的一端连接,第十八电容C18的另一端分别与第十七电阻R17的一端、第二运算放大器U6的正相输入端连接,第十七电阻R17的另一端与第十八电阻R18的一端连接后共地,第十八电阻R18的另一端分别与第二运算放大器U6的反相输入端、第十九电容C19的一端、第十九电阻R19的一端连接,第十九电阻R19的另一端分别与第十九电容C19的另一端、第二运算放大器U6的输出端连接。其中,第一滤波开关芯片的使能端IN2分别与第十三电阻R13的一端、第五三极管Q5的发射极连接,第五三极管Q5的基极与主控模块连接,第五三极管Q5的集电极与外接5V电源连接,第十三电阻R13的另一端与外接-4.6V电源连接,第一运算放大器U5和第二运算放大器U6的正电源输入端均接入5V电源、负电源输入端均接入-4.6V电源。第二滤波放大电路的电路结构基本与第一滤波放大电路的电路结构一致,如图8所示,但需要说明的是第二滤波开关芯片U7的使能端可与第一滤波开关芯片U4的使能端连接后再通过第五三极管Q5与主控模块连接;通过设置第一滤波放大电路和第二滤波放大电路,将第一分频电路和第二分频电路传来的信号进行滤波放大后输出,保证了后续信号处理的有效、可靠性。

[0054] 如图9和图10所示,本实施例中,第一模数转换模块和第二模数转换模块,分别用于将第一滤波放大电路和第二滤波放大电路输出的2路超声波探测模拟信号转换成超声波探测数字信号后输出;具体的,参照图9,第一模数转换模块包括第二十七电容C27、第二十八电容C28、第三十二电阻R32至第三十八电阻R38、第一二极管D1、第二二极管D2、第一比较器U10和第一模数转换芯片U11;其中,第一比较器U10为LM393比较器,第一模数转换芯片U11为74HC74芯片,第二十七电容C27的一端与第一滤波放大电路的输出端(参照图7,即第二运算放大器的输出端U6)A1B连接,第二十七电容C27的另一端分别与第三十二电阻R32的一端、第三十三电阻R33的一端连接,第三十二电阻R32的另一端接地,第三十三电阻R33的另一端分别与第一二极管D1的阳极、第二二极管D2的阴极、第一比较器U10的反相输入端连接,第一二极管D1的阴极与第二二极管D2的阳极连接后共地,第三十四电阻R34的一端与外接-4.6V电源连接,第三十四电阻R34的另一端分别与第三十五电阻R35的一端、第二十八电容C28的一端、第三十六电阻R36的一端、第一比较器U10的同相输入端连接,第三十五电阻R35的另一端接地,第二十八电容C28的另一端分别与第三十六电阻R36的另一端、第一比较器U10的输出端、第三十七电阻R37的一端、第三十八电阻R38的一端、第二模数转换芯片U13

的数据输入端D(参照图10)、第一模数转换芯片U11的复位端 \overline{CLR} 连接,第三十七电阻R37的另一端与外接5V电源连接,第三十八电阻R38的另一端与第一模数转换芯片U11的时钟信号输入端CLK连接,第一模数转换芯片U11的Q输出端与主控模块连接;参照图10,第二模数转换模块包括第二十九电容C29、第三十电容C30、第三十九电阻R39至第四十六电阻R46、第三二极管D3、第四二极管D4、第二比较器U12和第二模数转换芯片U13;其中,其中,第二比较器U12为LM393比较器,第二模数转换芯片U13为74HC74芯片,第二十九电容C29的一端与第二滤波放大电路的输出端(参照图8,即第四运算放大器U9的输出端)A2B连接,第二十九电容C29的另一端分别与第三十九电阻R39的一端、第四十电阻R40的一端连接,第三十九电阻R39的另一端接地,第四十电阻R40的另一端分别与第三二极管D3的阳极、第四二极管D4的阴极、第二比较器U12的反相输入端连接,第三二极管D3的阴极与第四二极管D4的阳极连接后共地,第四十一电阻R41的一端与外接-4.6V电源连接,第四十一电阻R41的另一端分别与第四十二电阻R42的一端、第三十电容C30的一端、第四十三电阻R43的一端、第二比较器U12的同相输入端连接,第四十二电阻R42的另一端接地,第三十电容C30的另一端分别与第四十三电阻R43的另一端、第二比较器U12的输出端、第四十四电阻R44的一端、第四十五电阻R45的一端连接,第四十四电阻R44的另一端与外接5V电源连接,第四十五电阻R45的另一端分别与第一模数转换芯片U11的数据输入端D(参照图9)、第四十六电阻R46的一端、第二模数转换芯片U13的复位端 \overline{CLR} 连接,第四十六电阻R46的另一端与第二模数转换芯片U13的时钟信号输入端CLK连接,第二模数转换芯片U13的Q输出端与主控模块连接。其中,第一比较器U10和第二比较器U12的正电源输入端均与外接5V电源连接,负电源输入端分别接地。设置有第一模数转换模块将第二滤波放大电路输出的A2B超声波探测模拟信号进行波形整形和模数转换后输出至主控模块,第二模数转换模块将第一滤波放大电路输出的A1B超声波探测模拟信号进行波形整形和模数转换后输出至主控模块。如图11所示,主控模块U14包括STM32F103R8T6芯片,其引脚的连接关系如图所示,通过接收第一信号流向输出子模块传递来的向后的血流信号和第二信号流向输出子模块传递来的向前的血流信号,可获取到检测的血流数据信息。

[0055] 2、血压检测模块

[0056] 如图12所示,本实施例中血压检测模块包括充气模块、放气模块和血压数据获取模块;其中,充气模块的输入端、放气模块的输入端均与主控模块的输出端连接,血压数据获取模块的输出端与主控模块的输入端连接,血压数据获取模块包括压力传感器和血压数据获取电路,在进行血压检测时,主控模块控制充气模块进而控制血流血压检测装置进行充气,同样的,主控模块也通过控制放气模块进而控制血流血压检测装置进行放气。此外,本实施例中,还设置有脉搏数据获取电路,压力传感器的输出端与所述脉搏数据获取电路的输入端连接,脉搏数据获取电路的输出端与主控模块的输入端连接。

[0057] 本实施例中,放气模块包括快放气模块和慢放气模块,其中,快放气模块包括快放气控制电路和第一放气阀;快放气控制电路的第一输出端与第一放气阀的第一端连接,快放气控制电路的第二输出端与第一放气阀的第二端连接;快放气控制电路包括快放气控制输入端和过压保护放气控制端,主控模块的输出端分别与快放气控制输入端、过压保护放气控制端连接;慢放气模块包括慢放气控制电路和第二放气阀;主控模块的输出端与所述慢放气控制电路的输入端连接,所述慢放气控制电路的第一输出端与所述第二放气阀的第

一端连接,所述慢放气控制电路的第二输出端与所述第二放气阀的第二端连接。

[0058] 本发明实现血压检测的基本原理思想如下:

[0059] 1、在进行收缩压检测时:

[0060] 主控模块控制充气控制电路使得充气泵开始充气,直至超声波血流检测模块将未检测到血流信号传输到主控模块时(或主控模块未接收到探头传递来的血流信号),主控模块控制充气控制电路关闭充气泵停止充气,主控模块控制快放气控制电路关闭,且控制慢放气控制电路打开进行慢放气,当慢放气至血流检测探头检测到血流信号的瞬间将压力传感器取得的数据通过血压数据获取电路传输至主控模块即可获得收缩压数据。

[0061] 2、在进行舒张压检测时:

[0062] 在完成收缩压测试后,主控模块继续控制快放气控制电路工作进行快放气,直至超声波血流检测模块传输至主控模块的血流信号趋于稳定后,再将压力传感器取得的数据通过血压数据获取电路传输至主控模块即可获得舒张压的数据。

[0063] 在进行收缩压检测或舒张压检测的同时,通过血压检测模块中的脉搏数据获取电路检测脉搏数据,并将检测到的脉搏数据传输至主控模块。

[0064] 通过主控模块控制快放气模块和慢放气模块的工作,从而实现在不同状态下对血压检测装置进行不同速度的放气,从而解决了现有技术中血压检测装置需要通过手动进行放气进行血压的测量时由于放气控制不精准,从而造成血压数据检测不准确、使用不便利且需要具有使用经验的检测人员才能进行血压检测操作的技术问题。

[0065] 具体的,如图13所示,本实施例中血压数据获取电路包括:第四十七电阻R47、第四十八电阻R48、第四十九电阻R49、第三十一电容C31、第三十二电容C32和第五运算放大器U15;其中,第四十七电阻R47的第一端与压力传感器的输出端连接,第四十七电阻R47的第二端分别与第四十八电阻R48的第一端、第五运算放大器U15的同相输入端连接,第四十八电阻R48的第二端与电源地连接,第五运算放大器U15的反相输入端分别与第五运算放大器U15的输出端、第四十九电阻R49的第一端连接,第四十九电阻R49的第二端分别与第三十一电容C31的第一端、第三十二电容C32的第一端、主控模块的输入端连接;通过上述电路将压力传感器在进行收缩压和舒张压测试时获取的压力数据信息传输至主控模块从而取得测试对象的收缩压和舒张压。

[0066] 参照图14,本实施例中脉搏数据获取电路包括:第五十电阻R50至第五十六电阻R56、第三十三电容C33、第三十四电容C34、第三十五电容C35、第六运算放大器U16、第七运算放大器U17、第一磁珠L6及外部参考电压信号输入端P1_GND;其中,第三十三电容C33的第一端与压力传感器的输出端连接,第三十三电容C33的第二端分别与第五十电阻R50的第一端、第六运算放大器U16的同相输入端连接,第五十电阻R50的第二端分别与第五十一电阻R51的第一端、外部参考电压信号输入端P1_GND连接,第五十一电阻R51的第二端分别与第六运算放大器U16的反相输入端、第五十二电阻R52的第一端连接,第五十二电阻R52的第二端分别与第六运算放大器U16的输出端、第五十三电阻R53的第一端连接,第五十三电阻R53的第二端分别与第五十四电阻R54的第一端、第三十四电容C34的第一端连接,第五十四电阻R54的第二端与第七运算放大器U17的同相输入端连接,第三十四电容C34的第二端分别与第七运算放大器U17的反相输入端、第七运算放大器U17的输出端、第一磁珠L6的第一端连接,第一磁珠L6的第二端与第五十五电阻R55的第一端连接,第五十五电阻R55的第二端

分别与第五十六电阻R56的第一端、第三十五电容C35的第一端、主控模块的输入端连接,第五十六电阻R56的第二端分别与第三十五电容C35的第二端、电源地连接;通过上述电路将压力传感器在进行脉搏测试时获取的压力数据信息传输至主控模块从而取得测试对象的脉搏数据。

[0067] 参照图15,本实施例中充气控制电路包括:第五十七电阻R57、第五十八电阻R58、第五十九电阻R59、第三十六电容C36、第三十七电容C37、第五二极管D5、第六三极管Q6、第一MOS管Q7、第二MOS管Q8;其中,第三十七电容C37为极性电容,第六三极管Q6为NPN三极管,第一MOS管Q7和第二MOS管Q8均为PMOS管,第五十七电阻R57的第一端与主控模块的充气控制端NIBP_charge连接,第五十七电阻R57的第二端与第六三极管Q6的基极连接,第六三极管Q6的发射极分别与第五十八电阻R58的第一端、第五十九电阻R59的第一端连接,第六三极管Q6的集电极与外接5V电源连接,第五十九电阻R59的第二端与电源地连接,第五十八电阻R58的第二端与第一MOS管Q7的栅极连接,第一MOS管Q7的源极与第二MOS管Q8的漏极连接,第二MOS管Q8的栅极与主控模块的充气使能端NIBP_EN连接,第二MOS管Q8的源极与电源地连接,第一MOS管Q7的漏极分别与充气泵的第一输入端PUMP_K、第五二极管D5的阳极连接,第五二极管D5的阴极分别与充气泵的第二输入端PUMP_A、第三十六电容C36的第一端、第三十七电容C37的正极、外接5V电源连接,第三十六电容C36的第二端、第三十七电容C37的负极分别连接电源地;在进行收缩压检测时,通过上述电路主控模块可以安全、有效的控制装置进行充气。

[0068] 参照图16,本实施例中快放气控制电路包括:第六十电阻R60第六十一电阻R61、第六十二电阻R62、第七三极管Q9、第三MOS管Q10、第四MOS管Q11、第六二极管D6和第三十八电容C38;其中,第三十八电容C38为极性电容,第六十电阻R60的第一端为快放气控制电路的控制端NIBP_def_fast,第六十电阻R60的第一端与主控模块连接,第六十电阻R60的第二端与第七三极管Q9的基极连接,第七三极管Q9的集电极与外接+5VD电源连接,第七三极管Q9的发射极分别与第六十一电阻R61的第一端、第三MOS管Q10的栅极连接,第六十一电阻R61的第二端与电源地连接,第三MOS管Q10的源极与第四MOS管Q11的漏极连接,第四MOS管Q11的栅极为快放气控制电路的使能端,第四MOS管Q11的栅极分别与主控模块、第六十二电阻R62的第一端连接,第六十二电阻R62的第二端与外接+5VD电源连接,第四MOS管Q11的源极与电源地连接,第三MOS管Q10的漏极分别与第六二极管D6的正极、第一放气阀的第一端N_F_K连接,第六二极管D6的负极分别与第一放气阀的第二端、第三十八电容C38的正极、外接+5VD电源连接,第三十八电容C38的负极与电源地连接。参照图11,本发明中一种血压检测装置的放气控制电路的主控模块包括STM32F103R8T6芯片U14,其具有过压控制输出端NIBP_EN与快放气控制电路中的第二PMOS管连接,快放气控制输出端NIBP_def_fast与快放气控制电路中的第六十电阻R60的第一端连接,通过上述的快放气控制电路,血压检测装置在开机时即为快放气状态,即主控模块的快放气控制输出端NIBP_def_fast和过压控制输出端NIBP_EN均输出持续的低电平信号,第六二极管D6、第三MOS管Q10和第四MOS管Q11导通,第一放气阀为打开,当装置进行充气时,主控模块的快放气控制输出端NIBP_def_fast和过压控制输出端NIBP_EN均输出持续的高电平信号使得第一放气阀关闭,装置的压力上升,以进行血压检测。但是,当主控模块获取的压力值超过设定的第一阈值或血压检测结束时,主控模块的快放气控制输出端NIBP_def_fast和过压控制输出端NIBP_EN均输出持续的

低电平信号,使得装置的压力值下降到安全范围内预设的第二阈值,避免造成待测人员受伤或血压检测设备受损;在血压检测结束阶段,主控模块通过发送连续的信号控制快放气模块进行快速放气,节省血压检测所需的时间,提高设备的工作效率。

[0069] 参照图17,本实施例中慢放气控制电路包括:第六十三电阻R63、第六十四电阻R64、第六十五电阻R65、第三十九电容C39、第四十电容C40、第八三极管Q12、第五MOS管Q13和第七二极管D7;其中,第四十电容C40为极性电容,第六十三电阻R63的第一端为慢放气控制电路的控制端NIBP_def_slow,第六十三电阻R63的第一端与主控模块连接,第六十三电阻R63的第二端分别与第六十四电阻R64的第一端、第八三极管Q12的基极连接,第六十四电阻R64的第二端分别与第八三极管Q12的发射极、电源地连接,第八三极管Q12的集电极分别与第六十五电阻R65的第一端、第五MOS管Q13的栅极连接,第六十五电阻R65的第二端分别与第三十九电容C39的第一端、外接+5VD电源连接,第三十九电容C39的第二端与电源地连接,第五MOS管Q13的源极与电源地连接,第五MOS管Q13的漏极分别与第七二极管D7的正极、第二放气阀的第一端N_S_K连接,第七二极管D7的负极分别与第四十电容C40的第一端、外接+5VD电源连接,第四十电容C40的第二端与电源地连接。参照图11,主控模块具有慢放气控制输出端NIBP_def_slow与慢放气控制电路中的第六十三电阻R63的第一端连接,血压检测装置在开机时处于慢放气状态,即主控模块的慢放气控制输出端NIBP_def_slow输出持续的高电平信号,使得第八三极管Q12、第五MOS管Q13导通,第二放气阀打开,装置进行慢放气;当装置进行充气时,主控模块的慢放气控制输出端NIBP_def_slow输出持续的低电平信号,使得第二放气阀关闭,当进行血压检测时,主控模块的慢放气控制输出端NIBP_def_slow输出间断性的、短时的高电平脉冲信号使得第二放气阀打开,使得装置进行间断性、短时慢放气,用以测量待测人员的血压数据,通过间断性的、短时的缓慢放气可以精确的测量出待测人员的血压数据,避免了人工进行放气由于操作的问题所测得的血压数据不够精确。

[0070] 以上是对本发明的较佳实施进行了具体说明,但本发明创造并不限于所述实施例,熟悉本领域的技术人员在不违背本发明精神的前提下还可做出种种的等同变形或替换,这些等同的变形或替换均包含在本申请权利要求所限定的范围内。

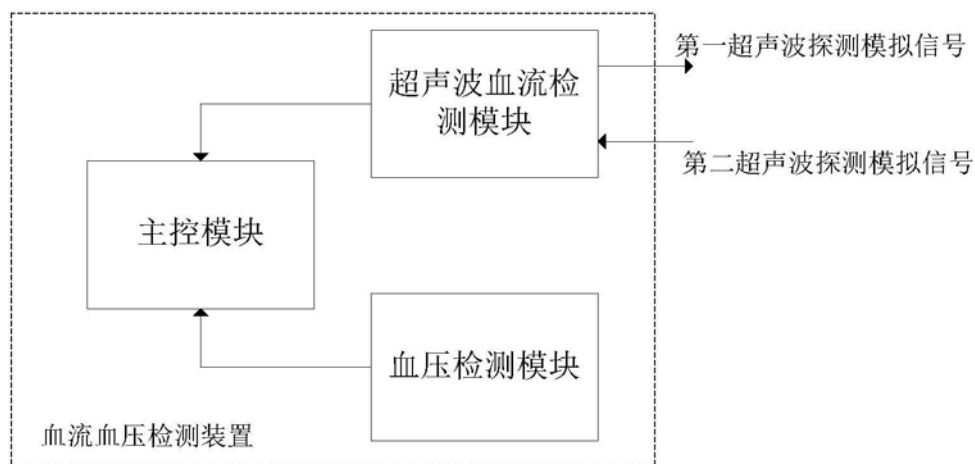


图1

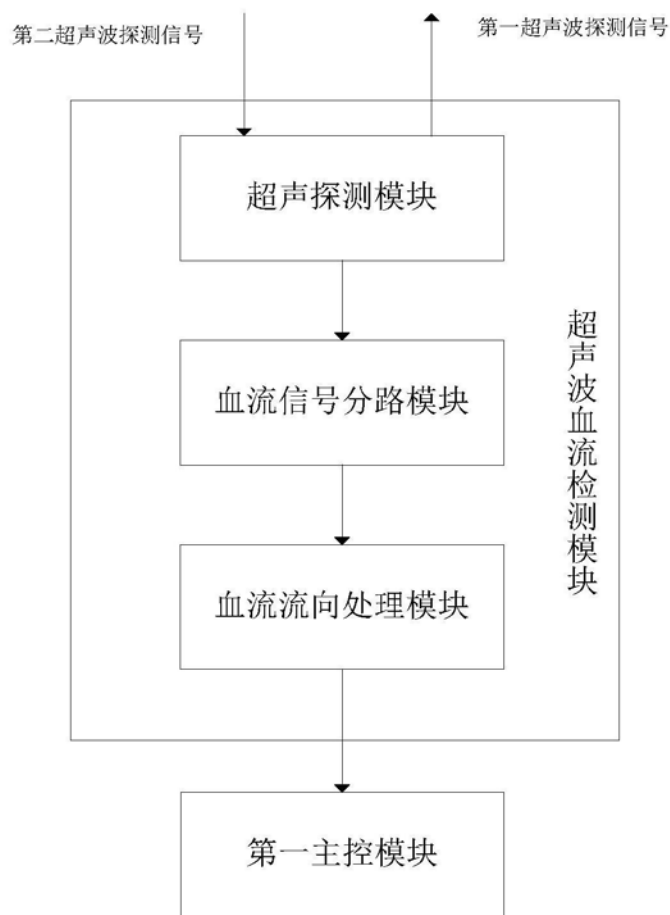


图2

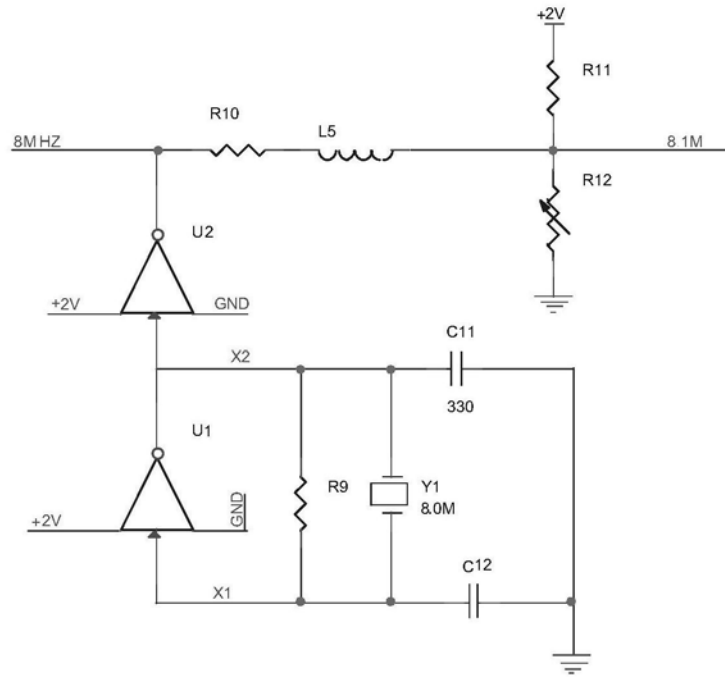


图3

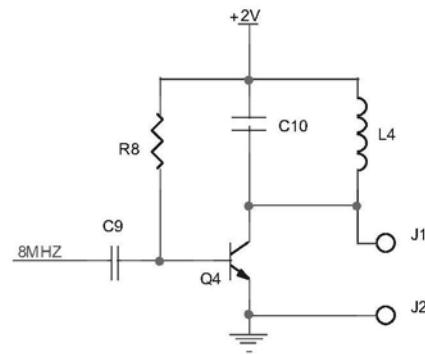


图4

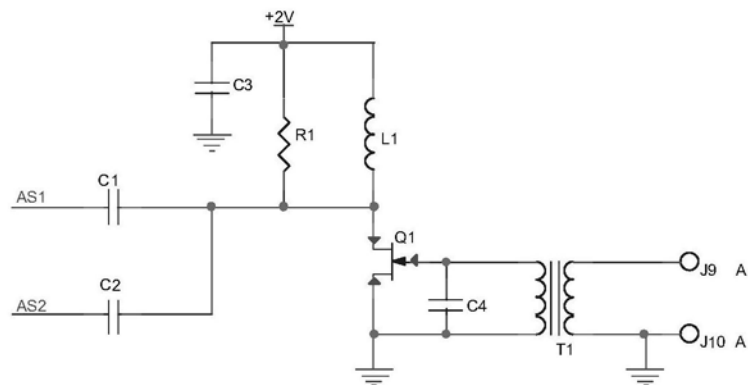


图5

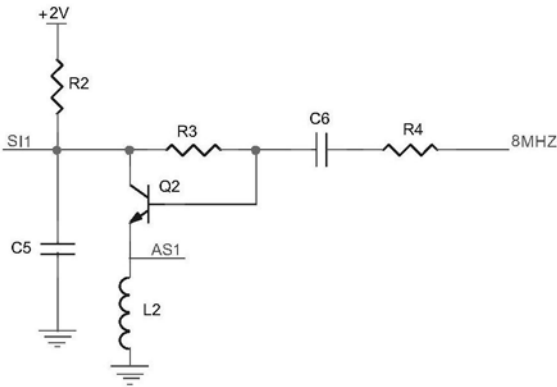


图6

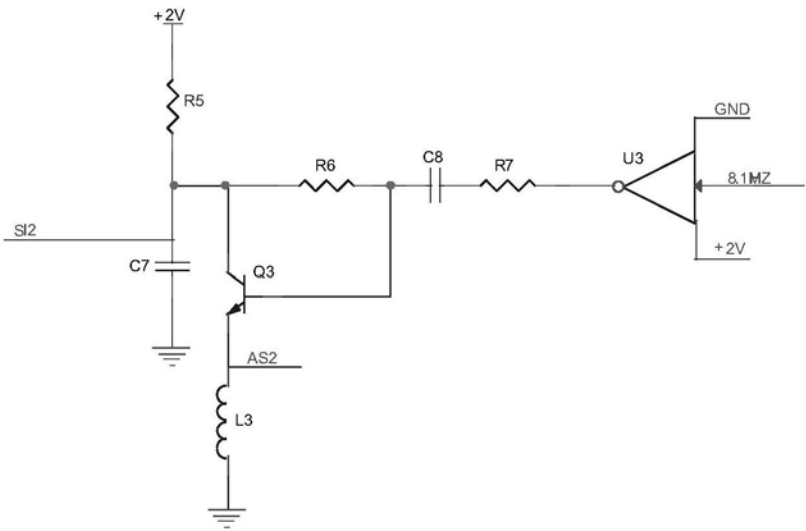


图7

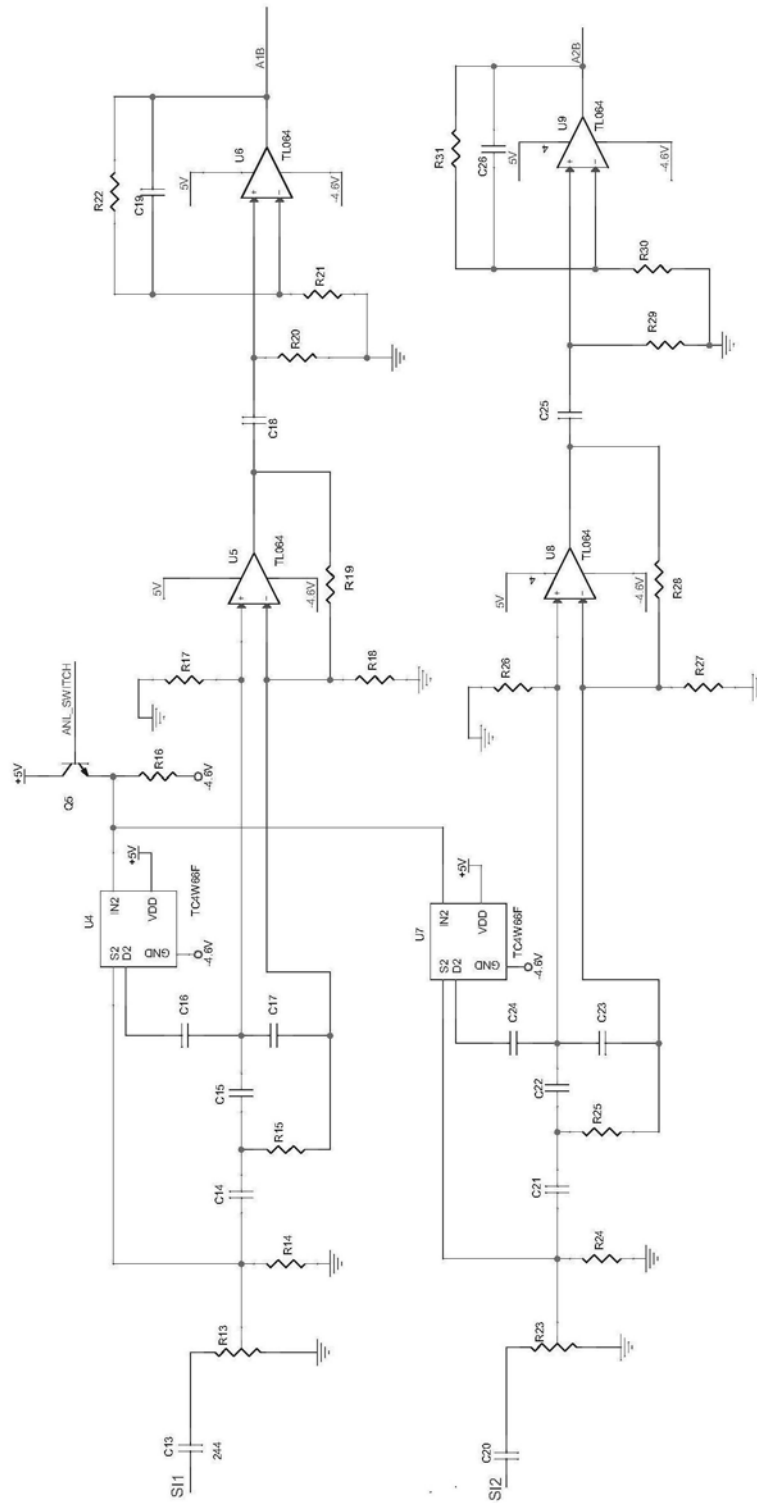


图8

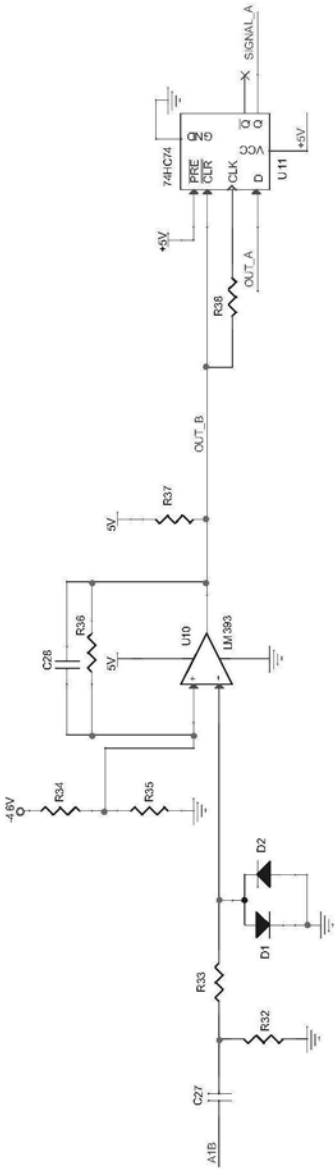


图9

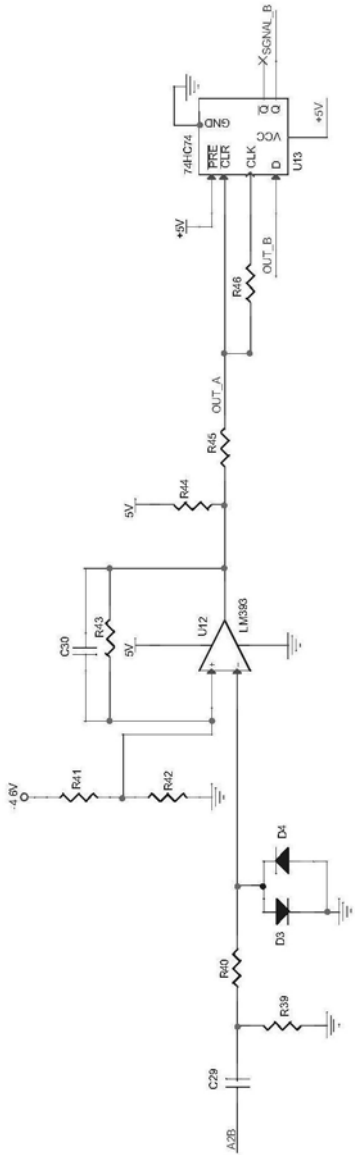


图10

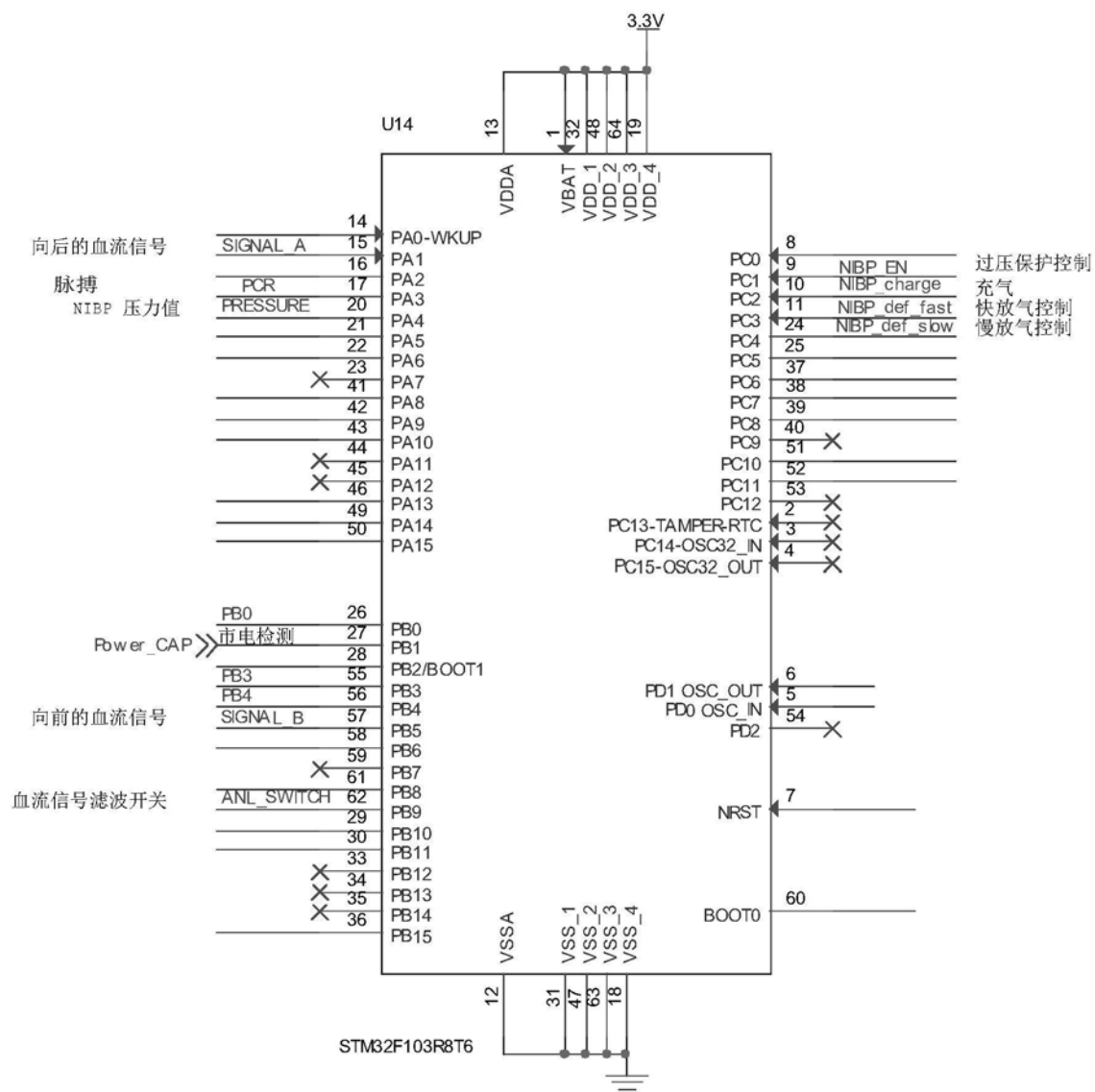


图11

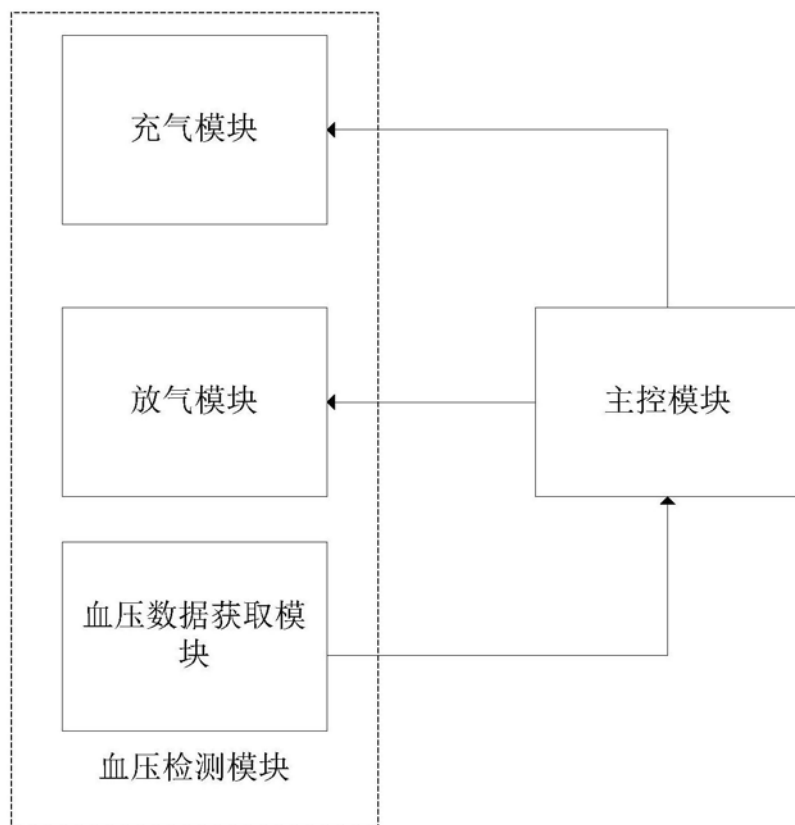


图12

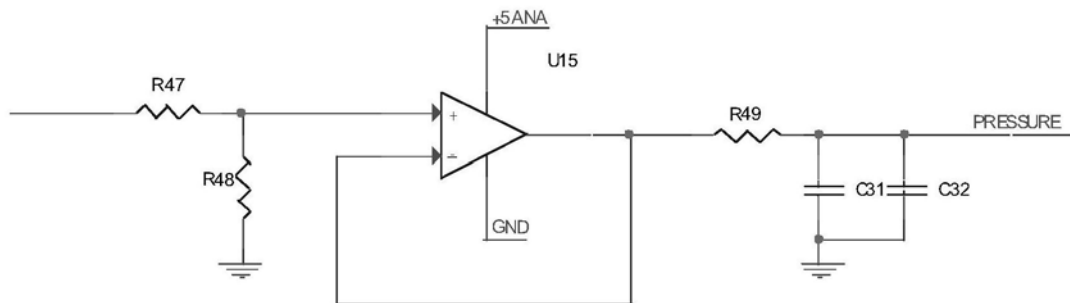


图13

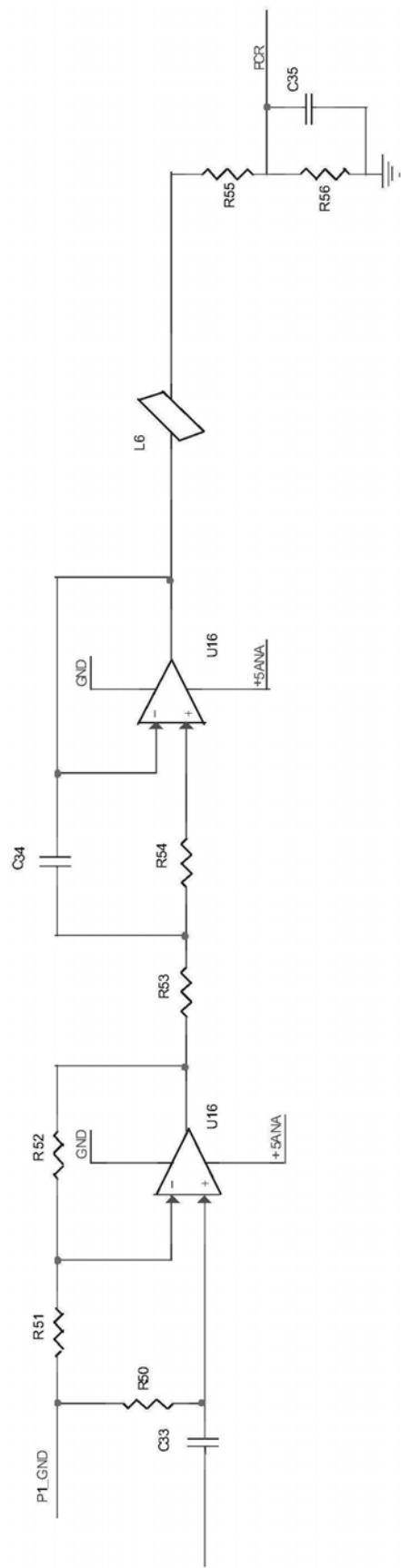


图14

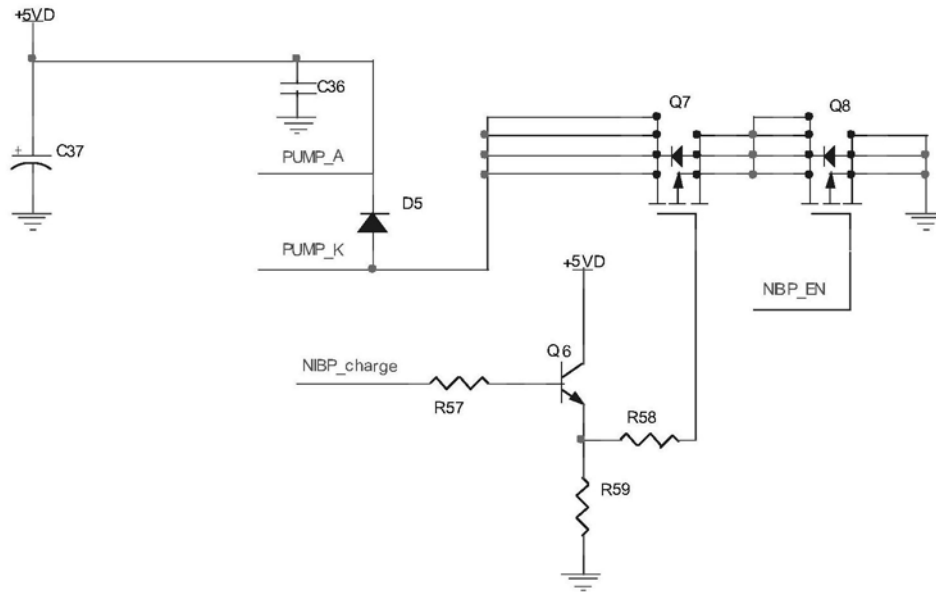


图15

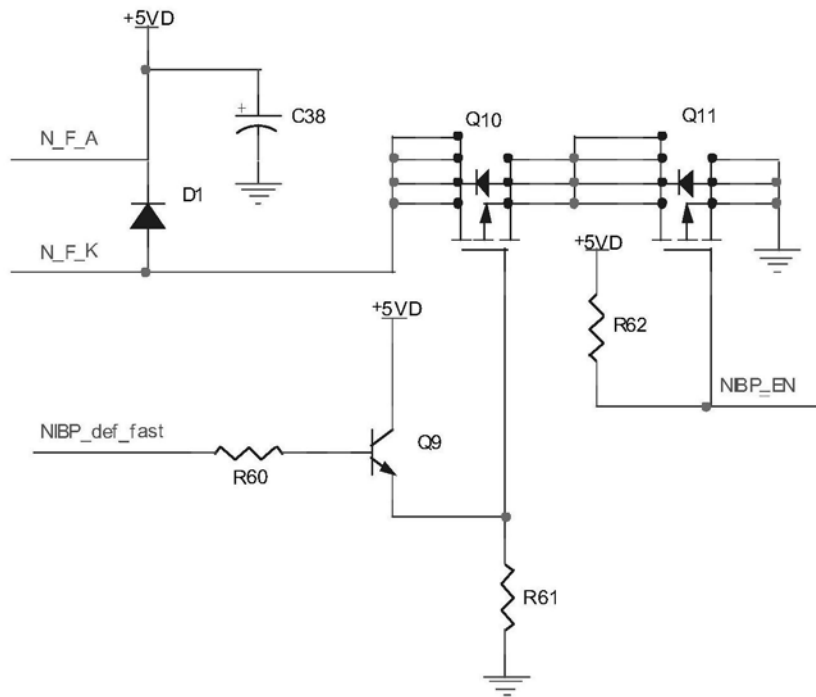


图16

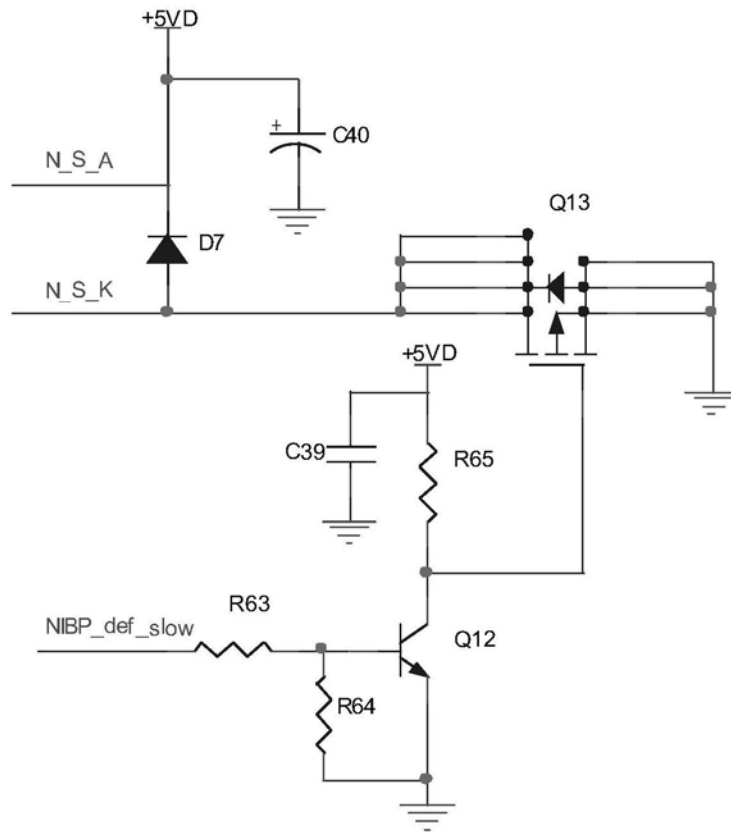


图17

专利名称(译)	一种血流血压检测装置		
公开(公告)号	CN110200613A	公开(公告)日	2019-09-06
申请号	CN201910277649.0	申请日	2019-04-08
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市贝斯曼精密仪器有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市贝斯曼精密仪器有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市贝斯曼精密仪器有限公司		
[标]发明人	白湧		
发明人	白湧		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B8/06 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/02141 A61B5/0225 A61B8/06 A61B8/4444		
代理人(译)	洪铭福		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种血流血压检测装置，通过设置超声波血流检测模块用于发射第一超声波探测模拟信号，并接收处理第二超声波探测模拟信号后输出超声波探测数字信号至主控模块，主控模块根据接收的超声波探测数字信号获取血流数据，设置血压检测模块获取血压数据并输出至主控模块；解决了现有技术中在进行血流检测时，采用专门的血流检测设备来进行检测工作，在进行血压检测时，采用专门的血压检测设备来进行检测工作，这导致在对同一待测人员进行血流和血压检测时，需要更换检测设备或转移检测地点进行检测，造成了检测效率低下、设备成本高、设备功能单一的技术问题；提供了一种多功能的、综合成本低的、检测效率高的血流血压检测装置。

