



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110301907 A

(43)申请公布日 2019.10.08

(21)申请号 201910552010.9

(22)申请日 2019.06.25

(71)申请人 浙江工业大学

地址 310014 浙江省杭州市下城区潮王路
18号

(72)发明人 陈俊俊 梁利华

(74)专利代理机构 杭州君度专利代理事务所
(特殊普通合伙) 33240

代理人 杨天娇

(51) Int. Cl.

A61B 5/022(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书10页 附图8页

(54)发明名称

一种可穿戴脉搏波检测装置及血压检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种可穿戴脉搏波检测装置及血压检测方法,包括用于穿戴的环形主体;第一柔性压电传感器,第一柔性压电传感器设置在环形主体的内表面,用于与用户的第一检测部位接触;第二柔性压电传感器,第二柔性压电传感器设置在环形主体的外表面,用于与用户的第二检测部位接触;主控电路模块,主控电路模块设置在环形主体上且与第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器连接,主控电路模块接收第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器输出的压电信号,根据两路压电信号得到两路同一时间轴下的脉搏波,并根据两路脉搏波得到脉搏参数。本发明采用双路脉搏波测量,准确性高,且检测装置易于携带,可实现随时测量,并且能够同时检测血压状况。



1. 一种可穿戴脉搏波检测装置,其特征在于,所述的可穿戴脉搏波检测装置包括:
用于穿戴的环形主体;

第一柔性压电传感器,所述第一柔性压电传感器设置在所述环形主体的内表面,用于与用户的第一检测部位接触;

第二柔性压电传感器,所述第二柔性压电传感器设置在所述环形主体的外表面,用于与用户的第二检测部位接触,且第二柔性压电传感器的位置与所述第一柔性压电传感器的位置相对应;

主控电路模块,所述主控电路模块设置在环形主体上且与所述第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器连接,所述主控电路模块接收所述第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器输出的压电信号,根据两路所述压电信号得到两路同一时间轴下的脉搏波,并根据两路脉搏波得到脉搏参数。

2. 如权利要求1所述的可穿戴脉搏波检测装置,其特征在于,所述主控电路模块包括:处理模块,以及和所述处理模块连接的压电模块、体感交互模块和电源模块;

所述处理模块包括微控制器,以及与所述微控制器连接的蓝牙射频电路,所述蓝牙射频电路用于接收微控制器的信号将两路脉搏波和/或脉搏参数进行发送;

所述压电模块包括与所述第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器连接的信号处理电路,所述信号处理电路用于将所述第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器输出的压电信号进行放大和滤波处理,处理后得到两路脉搏电信号传输至所述微控制器;

所述体感交互模块包括线性马达,该线性马达与所述微控制器连接,用于接收微控制器的信号产生振动;

所述电源模块用于为所述处理模块、压电模块和体感交互模块供电;

所述微控制器接收压电模块输出的两路脉搏电信号,执行如下操作:

根据两路脉搏电信号得到两路同一时间轴下的脉搏波,计算两路脉搏波的波峰之间的时间差 T_{PTT} 作为波的传播时间;

令理想流体在弹性管内波的传播速度为:

$$V = \frac{\Delta x}{T_{PTT}} = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r}} \quad (1)$$

公式(1)中, V 表示弹性管内波的传播速度, Δx 表示弹性管内波的传播距离, T_{PTT} 表示弹性管内波的传播时间, E 表示弹性模量, h 表示弹性管的壁度, ρ 表示理想流体密度, r 表示平衡状态下弹性管的内半径;

令血管弹性模量和血压之间的关系为:

$$E = E_0 e^{\alpha P} \quad (2)$$

公式(2)中, E 表示压力 P 下的血管弹性模量,即公式(1)中的弹性模量, E_0 表示初始弹性模量, α 为比例参数;

根据公式(1)和公式(2),得到血压与弹性管内波的传播时间的关系为:

$$P = \frac{1}{\alpha} \left(\ln \frac{2\rho r (\Delta x)^2}{E_0 h} - 2 \ln T_{PTT} \right) \quad (3)$$

根据公式(3)得到血压与脉搏波的传播时间的关系模型如下:

$$P = a_1 \ln T_{PTT} + a_2 \quad (4)$$

公式(4)中, a_1 和 a_2 为需要标定的拟合参数,从而根据脉搏波的传播时间通过公式(4)得到血压值。

3.如权利要求2所述的可穿戴脉搏波检测装置,其特征在于,所述环形主体上设有开口朝向环形主体外侧的设备槽,该设备槽与环形主体为一体结构,所述设备槽连接有槽盖,所述主控电路模块位于该设备槽内。

4.如权利要求3所述的可穿戴脉搏波检测装置,其特征在于,所述主控电路模块还包括显示模块,该显示模块包括嵌装在所述槽盖上的显示屏,所述显示屏与所述微控制器连接,用于显示两路脉搏波和/或脉搏参数。

5.如权利要求2所述的可穿戴脉搏波检测装置,其特征在于,所述主控电路模块还包括运动模块,所述运动模块包括与所述微控制器连接的加速度传感器,所述加速度传感器将检测到的加速度电信号传输至微控制器,所述加速度电信号用于供微控制器对脉搏电信号进行矫正。

6.如权利要求2所述的可穿戴脉搏波检测装置,其特征在于,所述信号处理电路包括放大滤波电路和偏置放大电路;所述放大滤波电路包括OPA2314运算放大器,所述偏置放大电路包括TLV6001运算放大器;

所述第一柔性压电传感器或第二柔性压电传感器输出的压电信号作为OPA2314运算放大器的同相输入,所述TLV6001运算放大器的输出信号作为OPA2314运算放大器的反相输入,所述OPA2314运算放大器的输出经过RC低通滤波电路后作为脉搏电信号发送至微控制器。

7.一种基于权利要求1所述的可穿戴脉搏波检测装置的血压检测方法,其特征在于,所述的血压检测方法包括:

利用可穿戴脉搏波检测装置得到两路同一时间轴下的脉搏波,计算两路脉搏波的波峰之间的时间差 T_{PTT} 作为波的传播时间;

令理想流体在弹性管内波的传播速度为:

$$V = \frac{\Delta x}{T_{PTT}} = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r}} \quad (1)$$

公式(1)中, V 表示弹性管内波的传播速度, Δx 表示弹性管内波的传播距离, T_{PTT} 表示弹性管内波的传播时间, E 表示弹性模量, h 表示弹性管的壁度, ρ 表示理想流体密度, r 表示平衡状态下弹性管的内半径;

令血管弹性模量和血压之间的关系为:

$$E = E_0 e^{\alpha P} \quad (2)$$

公式(2)中, E 表示压力 P 下的血管弹性模量,即公式(1)中的弹性模量, E_0 表示初始弹性模量, α 为比例参数;

根据公式(1)和公式(2),得到血压与弹性管内波的传播时间的关系为:

$$P = \frac{1}{\alpha} \left(\ln \frac{2\rho r (\Delta x)^2}{E_0 h} - 2 \ln T_{PTT} \right) \quad (3)$$

根据公式(3)得到血压与脉搏波的传播时间的关系模型如下:

$$P=a_1\ln T_{PTT}+a_2 \quad (4)$$

公式(4)中, a_1 和 a_2 为需要标定的拟合参数,从而根据脉搏波的传播时间通过公式(4)得到血压值。

一种可穿戴脉搏波检测装置及血压检测方法

技术领域

[0001] 本申请属于人体健康检测领域,具体涉及一种可穿戴脉搏波检测装置及血压检测方法。

背景技术

[0002] 在医疗体系中,脉搏和血压是两项非常重要的生理健康参数,可直观的检测到心跳状态,通过诊测的心跳状态以了解病人身体的基本状况。随着医疗水平的发展和生活质量的提高,脉搏测量中传统汞柱式脉搏血压仪越来越不能满足大众的需求,操作复杂且容易听辨出错。且通常情况下需要利用两种仪器分别测量脉搏和血压。

[0003] 随着对仪器需求的不断提升,现有技术中常用的脉搏检测仪通常为采用光电法提取指尖脉搏信息的脉搏检测仪,该脉搏检测仪的缺点是:一、光电脉搏属于缓慢变化的微弱生理信号,易受环境噪声和肢体运动的干扰,无法做到实时监控;二、采用单路脉搏波测量,误差大;三、设备比较大,不便携。现有常用的血压脉搏波测量仪通常是通过佩戴袖带并静坐测量脉搏波,该血压脉搏波测量仪缺点是:一、容易受肢体运动的干扰,无法做到实时监控;二、采用的单路脉搏波测量,误差大;三、设备比较大,不便携。

发明内容

[0004] 本申请提供的可穿戴脉搏波检测装置及血压检测方法,采用双路脉搏波测量,准确性高,且检测装置易于携带,可实现随时测量,并且能够同时检测血压状况。

[0005] 为实现上述目的,本申请所采取的技术方案为:

[0006] 一种可穿戴脉搏波检测装置,所述的可穿戴脉搏波检测装置包括:

[0007] 用于穿戴的环形主体;

[0008] 第一柔性压电传感器,所述第一柔性压电传感器设置在所述环形主体的内表面,用于与用户的第一检测部位接触;

[0009] 第二柔性压电传感器,所述第二柔性压电传感器设置在所述环形主体的外表面,用于与用户的第二检测部位接触,且第二柔性压电传感器的位置与所述第一柔性压电传感器的位置相对应;

[0010] 主控电路模块,所述主控电路模块设置在环形主体上且与所述第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器连接,所述主控电路模块接收所述第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器输出的压电信号,根据两路所述压电信号得到两路同一时间轴下的脉搏波,并根据两路脉搏波得到脉搏参数。

[0011] 作为优选,所述主控电路模块包括:处理模块,以及和所述处理模块连接的压电模块、体感交互模块和电源模块;

[0012] 所述处理模块包括微控制器,以及与所述微控制器连接的蓝牙射频电路,所述蓝牙射频电路用于接收微控制器的信号将两路脉搏波和/或脉搏参数进行发送;

[0013] 所述压电模块包括与所述第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器连接的信

号处理电路,所述信号处理电路用于将所述第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器输出的压电信号进行放大和滤波处理,处理后得到两路脉搏电信号传输至所述微控制器;

[0014] 所述体感交互模块包括线性马达,该线性马达与所述微控制器连接,用于接收微控制器的信号产生振动;

[0015] 所述电源模块用于为所述处理模块、压电模块和体感交互模块供电;

[0016] 所述微控制器接收压电模块输出的两路脉搏电信号,执行如下操作:

[0017] 根据两路脉搏电信号得到两路同一时间轴下的脉搏波,计算两路脉搏波的波峰之间的时间差 T_{PTT} 作为波的传播时间;

[0018] 令理想流体在弹性管内波的传播速度为:

$$[0019] \quad V = \frac{\Delta x}{T_{PTT}} = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r}} \quad (1)$$

[0020] 公式(1)中, V 表示弹性管内波的传播速度, Δx 表示弹性管内波的传播距离, T_{PTT} 表示弹性管内波的传播时间, E 表示弹性模量, h 表示弹性管的壁度, ρ 表示理想流体密度, r 表示平衡状态下弹性管的内半径;

[0021] 令血管弹性模量和血压之间的关系为:

$$[0022] \quad E = E_0 e^{\alpha P} \quad (2)$$

[0023] 公式(2)中, E 表示压力 P 下的血管弹性模量,即公式(1)中的弹性模量, E_0 表示初始弹性模量, α 为比例参数;

[0024] 根据公式(1)和公式(2),得到血压与弹性管内波的传播时间的关系为:

$$[0025] \quad P = \frac{1}{\alpha} \left(\ln \frac{2\rho r (\Delta x)^2}{E_0 h} - 2 \ln T_{PTT} \right) \quad (3)$$

[0026] 根据公式(3)得到血压与脉搏波的传播时间的关系模型如下:

$$[0027] \quad P = a_1 \ln T_{PTT} + a_2 \quad (4)$$

[0028] 公式(4)中, a_1 和 a_2 为需要标定的拟合参数,从而根据脉搏波的传播时间通过公式(4)得到血压值。

[0029] 作为优选,所述环形主体上设有开口朝向环形主体外侧的设备槽,该设备槽与环形主体为一体结构,所述设备槽连接有槽盖,所述主控电路模块位于该设备槽内。

[0030] 作为优选,所述主控电路模块还包括显示模块,该显示模块包括嵌装在所述槽盖上的显示屏,所述显示屏与所述微控制器连接,用于显示两路脉搏波和/或脉搏参数。

[0031] 作为优选,所述主控电路模块还包括运动模块,所述运动模块包括与所述微控制器连接的加速度传感器,所述加速度传感器将检测到的加速度电信号传输至微控制器,所述加速度电信号用于供微控制器对脉搏电信号进行矫正。

[0032] 作为优选,所述信号处理电路包括放大滤波电路和偏置放大电路;所述放大滤波电路包括OPA2314运算放大器,所述偏置放大电路包括TLV6001运算放大器;

[0033] 所述第一柔性压电传感器或第二柔性压电传感器输出的压电信号作为OPA2314运算放大器的同相输入,所述TLV6001运算放大器的输出信号作为OPA2314运算放大器的反相输入,所述OPA2314运算放大器的输出经过RC低通滤波电路后作为脉搏电信号发送至微控制器。

[0034] 本申请还提供一种基于可穿戴脉搏波检测装置的血压检测方法,所述的血压检测方法包括:

[0035] 利用可穿戴脉搏波检测装置得到两路同一时间轴下的脉搏波,计算两路脉搏波的波峰之间的时间差 T_{PTT} 作为波的传播时间;

[0036] 令理想流体在弹性管内波的传播速度为:

$$[0037] \quad V = \frac{\Delta x}{T_{PTT}} = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r}} \quad (1)$$

[0038] 公式(1)中, V 表示弹性管内波的传播速度, Δx 表示弹性管内波的传播距离, T_{PTT} 表示弹性管内波的传播时间, E 表示弹性模量, h 表示弹性管的壁度, ρ 表示理想流体密度, r 表示平衡状态下弹性管的内半径;

[0039] 令血管弹性模量和血压之间的关系为:

$$[0040] \quad E = E_0 e^{\alpha P} \quad (2)$$

[0041] 公式(2)中, E 表示压力 P 下的血管弹性模量,即公式(1)中的弹性模量, E_0 表示初始弹性模量, α 为比例参数;

[0042] 根据公式(1)和公式(2),得到血压与弹性管内波的传播时间的关系为:

$$[0043] \quad P = \frac{1}{\alpha} \left(\ln \frac{2\rho r (\Delta x)^2}{E_0 h} - 2 \ln T_{PTT} \right) \quad (3)$$

[0044] 根据公式(3)得到血压与脉搏波的传播时间的关系模型如下:

$$[0045] \quad P = a_1 \ln T_{PTT} + a_2 \quad (4)$$

[0046] 公式(4)中, a_1 和 a_2 为需要标定的拟合参数,从而根据脉搏波的传播时间通过公式(4)得到血压值。

[0047] 本申请提供的可穿戴脉搏波检测装置及血压检测方法,在环形主体的内外表面均设置柔性压电传感器,以同时采集人体两个检测部位的脉搏情况,得到双路脉搏波,根据对双路脉搏波的处理得到准确率较高的脉搏参数;可穿戴的环形主体使得本申请的检测装置可方便的携带在用户身上,不仅便于携带,还可以避免取放步骤以实现随时检测;本申请还可以通过双路脉搏波计算得到血压参数,以实现脉搏和血压的同时测量,进一步简化用户的使用步骤,提高便利性。

附图说明

[0048] 图1为人体动脉示意图;

[0049] 图2为本申请可穿戴脉搏波检测装置的结构示意图;

[0050] 图3为本申请可穿戴脉搏波检测装置的使用示意图;

[0051] 图4为本申请主控电路模块的结构示意图;

[0052] 图5为本申请处理模块的电路原理图;

[0053] 图6为本申请放大滤波电路的电路原理图;

[0054] 图7为本申请放大滤波电路的截止频率的仿真示意图;

[0055] 图8为本申请偏置放大电路的电路原理图;

[0056] 图9为本申请电源模块的第一部分电路原理图;

- [0057] 图10为本申请电源模块的第二部分电路原理图；
- [0058] 图11为本申请电源模块的第三部分电路原理图；
- [0059] 图12为本申请电源模块的第四部分电路原理图；
- [0060] 图13为本申请电源模块的第五部分电路原理图；
- [0061] 图14为本申请微控制器上电源部分的电路原理图；
- [0062] 图15为本申请加速度传感器的电路连接原理图；
- [0063] 图16为实施例1中单路初始脉搏波示意图；
- [0064] 图17为对图16进行快速傅里叶变换和快速傅里叶反变换后得到的波形图；
- [0065] 图18为对图16进行EMD算法滤波后得到的波形图；
- [0066] 图19为实施例1中对双路初始脉搏波滤波后得到的双路脉搏波示意图。
- [0067] 图示中：1、第二柔性压电传感器；2、第一柔性压电传感器；3、体感交互模块；4、电源模块；5、显示屏；6、处理模块；7、运动模块。

具体实施方式

[0068] 下面将结合本申请实施例中的附图，对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅是本申请一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本申请保护的范围。

[0069] 需要说明的是，当组件被称为与另一个组件“连接”时，它可以直接与另一个组件连接或者也可以存在居中的组件。除非另有定义，本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本申请的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本申请的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的，不是在于限制本申请。

[0070] 本申请的一种可穿戴脉搏波检测装置，用于同时检测用户两个检测部位的脉搏波情况，从而得到准确率较高的脉搏参数。

[0071] 如图1所示，本实施例以同时检测用户的颈动脉(A处所示位置即为颈动脉处)和桡动脉(B处所示位置即为颈动脉处)两处的脉搏波情况为例进一步说明。

[0072] 如图2所示，在一实施例中，提供一种可穿戴脉搏波检测装置，该可穿戴脉搏波检测装置包括：

[0073] 用于穿戴的环形主体；

[0074] 第一柔性压电传感器2，所述第一柔性压电传感器2设置在所述环形主体的内表面，用于与用户的第一检测部位接触；

[0075] 第二柔性压电传感器1，所述第二柔性压电传感器1设置在所述环形主体的外表面，用于与用户的第二检测部位接触，且第二柔性压电传感器的位置与所述第一柔性压电传感器的位置相对应；

[0076] 主控电路模块，所述主控电路模块设置在环形主体上且与所述第一柔性压电传感器2和第二柔性压电传感器1连接，所述主控电路模块接收所述第一柔性压电传感器2和第二柔性压电传感器1输出的压电信号，根据两路所述压电信号得到两路同一时间轴下的脉搏波，并根据两路脉搏波得到脉搏参数。

[0077] 本实施例以桡动脉处的皮肤作为第一检测部位，以颈动脉处的皮肤作为第二检测

部位。故设置本实施例的可穿戴脉搏波检测装置的整体形状为手环结构。该手环结构可实时佩戴在用户的手臂上,在用户需要进行脉搏检测时,采用如图3所示的检测方式进行检测,图3中的C表示手环结构的本实施例的可穿戴脉搏波检测装置,在检测时将手环佩戴在手腕处并同时按压在颈部的相应部位实现双路脉搏波的检测。

[0078] 由于用户的按压操作,可使本装置中的柔性压电传感器紧紧地贴附在皮肤表面,从而采集到较优的脉搏波信号,得到更加准确的测量结果。

[0079] 为了保证两路脉搏波的同时检测,设置第二柔性压电传感器1的位置与第一柔性压电传感器2的位置相对应,即第一柔性压电传感器2和第二柔性压电传感器1位于手环的同一区域,并处于该区域的内外表面,以保证按压操作时第一、第二柔性压电传感器可同时工作。

[0080] 进一步的,主控电路模块可以是分散埋藏于环形主体内部,也可以是集中设置在环形主体的一处。在一实施例中,环形主体上设有开口朝向环形主体外侧的设备槽,该设备槽与环形主体为一体结构,所述设备槽连接有槽盖,所述主控电路模块位于该设备槽内。

[0081] 主控电路模块集中设置于设备槽内,便于电路排布和散热,且设备槽与槽盖可以是一体结构以提高对主控电路模块的保护,也可以是可拆卸连接结构以便于后期维护。

[0082] 如图4所示,在一实施例中,主控电路模块包括:处理模块6,以及和所述处理模块6连接的压电模块、体感交互模块3和电源模块4。

[0083] 主控电路模块的处理模块6包括微控制器,以及与所述微控制器连接的蓝牙射频电路,所述蓝牙射频电路用于接收微控制器的信号将两路脉搏波和/或脉搏参数进行发送。

[0084] 在一实施例中,蓝牙射频电路外接有设备终端,两者之间通过蓝牙协议进行数据传输,设备终端接收蓝牙射频电路发送的两路脉搏波和/或脉搏参数,用于对两路脉搏波和/或脉搏参数进一步分析或显示。且该设备终端可以是智能手机,也可以是电脑等。

[0085] 具体的,处理模块6的电路原理图如图5所示,在本实施例中,微控制器采用集成BLE功能、模数转换功能的MCU(微控制器),且微控制器的型号为CC2640R2FRSM。

[0086] 与微控制器相连的蓝牙射频电路包括蓝牙芯片,本实施例中,蓝牙芯片的型号为balun/LFB182G45BG5D920,微控制器的RF_N引脚与蓝牙芯片的BP1引脚连接,微控制器的RF_P引脚与蓝牙芯片的BP2引脚连接,用于控制蓝牙芯片向设备终端上传脉搏波和/或脉搏参数。

[0087] 主控电路模块的压电模块包括与第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器连接的信号处理电路,所述信号处理电路用于将所述第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器输出的压电信号进行放大和滤波处理,处理后得到两路脉搏电信号传输至微控制器。

[0088] 为了得到精确度高的脉搏数据,在一实施例中,信号处理电路包括放大滤波电路和偏置放大电路;所述放大滤波电路包括OPA2314运算放大器,所述偏置放大电路包括TLV6001运算放大器。

[0089] 在信号转换过程中,利用第一柔性压电传感器或第二柔性压电传感器输出的压电信号作为OPA2314运算放大器的同相输入,所述TLV6001运算放大器的输出信号作为OPA2314运算放大器的反相输入,所述OPA2314运算放大器的输出经过RC低通滤波电路后作为脉搏电信号发送至微控制器。

[0090] 具体地,如图6所示,放大滤波电路使用OPA2314运算放大器,主要是将采集到的压

电信号进行放大。OPA2314运算放大器的输出端和反相输入端之间连接有电阻R25,反相输入端连接有电阻R24,电阻R24的另一端与TLV6001运算放大器,同相输入端连接排针J21的2号针脚,第一柔性压电传感器或第二柔性压电传感器的输出通过2号针脚输入至同相输入端,且同相输入端通过电阻R23接地,排针J2的1号针脚连接至电阻R23的接地端,OPA2314运算放大器的输出端连接电阻R26,电阻R24的另一端连接微控制器,电阻R24的另一端同时通过电容C23接地。

[0091] 放大滤波电路的放大倍数通过R25和R24的比值进行确定,放大倍数 $=R25/R24=10$ 。根据实验得到放大10倍满足要求。OPA2314运算放大器电源输入端连接的C24的作用为滤高频对电源进行稳压。R26和C23共同构成一个RC低通滤波电路,人体脉搏的频率一般低于30Hz,故此RC频率应设置在40Hz左右。

[0092] 如图7所示,采用39k Ω 电阻和100nF电容的低通滤波电路的截止频率通过仿真得实际截止频率为:40.65Hz。故本实施例中R26的阻值为39K Ω ,C23的容值为100nF。

[0093] 如图8所示,偏置放大电路使用TLV6001运算放大器。TLV6001运算放大器的同相输入端接可调电阻RJ1的滑片,可调电阻RJ1的一接线柱通过电阻R22接3V,可调电阻RJ1的另一接线柱通过电阻R21接-3V;反相输入端和输出端共同连接至放大滤波电路中的电阻R7。TLV6001运算放大器正负极连接的C21和C22分别为100nF可以对电源进行稳压和滤波,滤除高频噪声。

[0094] 偏置放大电路对压电信号进行偏置处理,将双极性的压电信号转换成单极性的压电信号,确保压电信号处于适合分析的位置。偏置放大电路中的R22、R21和RJ1共同构成可调分压电路,对放大器同相输入进行调节。

[0095] 在一实施例中,电阻R22、R21的阻值选择100K Ω ,为了对放大器输入电流进行限制,分压调节范围为:

$$[0096] \quad U = -3 + \frac{6 \times (100 \sim 150)}{250} = -0.6 \sim +0.6V$$

[0097] 本实施例中,第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器分别连接有独立的信号处理电路,将两路压电信号进行放大、滤波和偏置处理后,得到的两路脉搏电信号(一路用PIEZO表示,一路用INTB表示)中,一路输入至微控制器的DIO_7引脚,另一路输入至微控制器的DIO_8引脚。

[0098] 且为了便于脉搏电信号进行显示和上传处理,微控制器采用ADC模块采集输入的两路脉搏电信号,得到与脉搏电信号相应的两组波形离散数据,并根据时间轴将波形离散数据连接后得到脉搏波,同时计算得到脉搏参数。

[0099] 在一实施例中,微控制器计算脉搏参数时,接收压电模块输出的两路脉搏电信号,执行如下操作:

[0100] 根据两路脉搏电信号得到两路同一时间轴下的脉搏波,计算两路脉搏波的波峰之间的时间差 T_{PTT} 作为波的传播时间;

[0101] 令理想流体在弹性管内波的传播速度为:

$$[0102] \quad V = \frac{\Delta x}{T_{PTT}} = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r}} \quad (1)$$

[0103] 公式(1)中,V表示弹性管内波的传播速度, Δx 表示弹性管内波的传播距离, T_{PTT} 表

示弹性管内波的传播时间, E 表示弹性模量, h 表示弹性管的壁度, ρ 表示理想流体密度, r 表示平衡状态下弹性管的内半径;

[0104] 令血管弹性模量和血压之间的关系为:

$$[0105] \quad E = E_0 e^{\alpha P} \quad (2)$$

[0106] 公式(2)中, E 表示压力 P 下的血管弹性模量, 即公式(1)中的弹性模量, E_0 表示初始弹性模量, α 为比例参数。

[0107] 根据公式(1)和公式(2), 得到血压与弹性管内波的传播时间的关系为:

$$[0108] \quad P = \frac{1}{\alpha} \left(\ln \frac{2\rho r(\Delta x)^2}{E_0 h} - 2 \ln T_{PTT} \right) \quad (3)$$

[0109] 根据公式(3)得到血压与脉搏波的传播时间的关系模型如下:

$$[0110] \quad P = a_1 \ln T_{PTT} + a_2 \quad (4)$$

[0111] 公式(4)中, a_1 和 a_2 为需要标定的拟合参数, 从而根据脉搏波的传播时间通过公式(4)得到血压值。

[0112] 需要说明的是, 脉搏参数不仅限于波的传播时间、血压, 还可以是心率等所需的参数, 故微控制器还可以根据两组脉搏波计算得到其他参数。例如计算心率时, 根据两组脉搏波得到一定时间内波峰或波谷的次数, 从而换算得到心率值。

[0113] 主控电路模块的体感交互模块3包括线性马达, 该线性马达与所述微控制器连接, 用于接收微控制器的信号产生振动。

[0114] 微控制器在收到脉搏电信号后判断采集到的信号是否正常, 若正常则采集预设时间(例如30s)后驱动线性马达振动, 以提示用户采集完成; 若采集的信号不正常, 则持续采集直至采集足够的的数据。本实施例中线性马达采用ELV1411A X-方向震动的线性电机。ELV1411A X-方向震动的线性电机自带驱动芯片, 该驱动芯片与MCU通过I²C总线通信。

[0115] 主控电路模块的电源模块4用于为微控制器供电。需要说明的是, 电源模块主要为微控制器供电, 同时也可以为微控制器的外设, 例如蓝牙射频电路、压电模块等供电。电源模块包括电池和电源电路, 其中电池可以是可充电电池。

[0116] 如图9~图13所示为电源模块的电路原理图, 采用3片TPS78230DDCR分别输出3.3V、3V和1.8V的电压, 并按元件要求给各元件提供适宜的供电电压。

[0117] 其中与运算放大器连接的一片TPS78230DDCR输出端的MOS管连接至微控制器的DIO_4引脚, 以便于控制是否给运算放大器供电, 在不工作的时候停止供电进行功耗控制。当需要关断时, 微控制器的MOSG引脚(DIO_4引脚)输出高电平, MOS管不导通, 即停止对运算放大器供电; 当需要开启时, MOSG引脚输出低电平, MOS管导通, 对运算放大器供电。R02电阻为上拉电阻, 其阻值根据保证其开关速度和上拉综合考虑, 使MOS管平时处于高电平, 关断状态。

[0118] 电源模块中的-3V通过负电压转换器LTC1983-3转换, 组成双电源给运算放大器供电。LTC1983-3上的SHDN引脚可控制LTC1983-3的关断与否进行功耗控制。与电源相连的电容器均为稳压滤波作用。

[0119] 电源模块中的J01为外接电池引脚, 为整个检测装置的供电初始来源, Q1为P型MOS管起到防反接作用, 当正接时, MOS管栅极为低电平, MOS管导通。当电池正负极反接时, 栅极

为高电平,MOS管不导通,不给系统通电。

[0120] 如图14所示,为微控制器上电源部分的电路,其中,DCDCSW为芯片内部直流降压模块,其电感大小为10 μ H,滤波电容为10 μ F、100nF、100nF,前级滤波电容采用10 μ F,用于滤低频,减少输出脉动和低频干扰,100nF的电容用来减小由负载电流瞬时变化引起的高频干扰,还可以起到稳压作用。

[0121] 3.3V为电源模块输出的电压,VDDS接微控制器的VDDS、VDDS2、VDDS_DCDC引脚,磁珠用来抑制噪声,磁珠的选择需根据实际效果,本实施例中采用1k磁珠;滤波电容分别为100nF、1000nF、10 μ F、100nF。

[0122] 在一实施例中,为了提高本检测装置的人机交互性能,主控电路模块还包括显示模块,该显示模块包括嵌装在所述槽盖上的显示屏5,所述显示屏与所述微控制器连接,用于显示两路脉搏波和/或脉搏参数。显示器可以是OLED或LED等。

[0123] 由于本实施例的脉搏波检测装置为手环结构,在检查过程中可能会因为用户的抖动或移位导致测量结果不精确,为了避免上述情况,在一实施例中,主控电路模块还包括运动模块7,所述运动模块7包括与所述微控制器连接的加速度传感器,所述加速度传感器将检测到的加速度电信号传输至微控制器,所述加速度电信号用于供微控制器对脉搏电信号进行矫正。

[0124] 由于人运动会造成柔性压电传感器形变,同时造成脉搏电信号出现突变点,而加速度传感器测得的加速度电信号,可对突变点进行补偿以矫正脉搏电信号的突变点。

[0125] 具体的,如图15所示,加速度传感器的型号为BMA250E。

[0126] 芯片BMA250E的INT1引脚接微控制器的DIO_3引脚,芯片BMA250E的SDA引脚接微控制器的DIO_6引脚,芯片BMA250E的SCL引脚接微控制器的DIO_5引脚,以实现微控制器对加速度传感器的控制并取得加速度电信号。

[0127] 为了提高检测结果的精确性,在微控制器接收到信号处理电路的脉搏电信号后,将进一步对波形离散数据进行算法滤波,以下通过实施例进一步说明本申请对波形离散数据进行算法滤波的处理流程。

[0128] 需要说明的是,本实施例中列举了各模块中元件的型号或取值,仅作为一种实施方案的参考,不作为对各模块的限制,即在保证各模块实现相关功能的前提下,模块中的元件可进行替换。

[0129] 实施例1

[0130] 如图16所示,为对单路波形离散数据连接后得到的初始脉搏波,对初始脉搏波进行快速傅里叶变换,确定工频噪声为50Hz,并进行频域归零降噪处理。由于脉搏频率在0.4Hz到8Hz之间,所以进行频域滤波,将0~0.4Hz及大于8Hz的频域范围降至零,并进行快速傅里叶反变换,得到滤波后信号,如图17所示。

[0131] 需要说明的是,滤波算法不限于采用上述方法,滤波算法也可使用小波变换方法,或是以EMD算法进行。如图18所示即为采用EMD算法对图11中的初始脉搏波进行滤波后所得的信号。

[0132] 基于上述对单路初始脉搏波的滤波操作实现对双路初始脉搏波的滤波,滤波后得到的双路脉搏波如图19所示,双路脉搏波可用于得到相关的脉搏参数,例如图19中的双路脉搏波两波峰之间的时间差PTT(即 T_{PTT})可作为脉搏波的传播时间。

[0133] 需要说明的是,本实施例重点在于展示算法滤波的流程以及效果,附图中波的具体数据不受限制,故省略波形图中的相关坐标轴。

[0134] 在一实施例中,还提供一种血压检测方法,该检测方法基于本申请的可穿戴脉搏波检测装置。具体的,所述的血压检测方法包括:

[0135] 利用可穿戴脉搏波检测装置得到两路同一时间轴下的脉搏波,计算两路脉搏波的波峰之间的时间差 T_{PTT} 作为波的传播时间;

[0136] 令理想流体在弹性管内波的传播速度为:

$$[0137] \quad V = \frac{\Delta x}{T_{PTT}} = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r}} \quad (1)$$

[0138] 公式(1)中, V 表示弹性管内波的传播速度, Δx 表示弹性管内波的传播距离, T_{PTT} 表示弹性管内波的传播时间, E 表示弹性模量, h 表示弹性管的壁度, ρ 表示理想流体密度, r 表示平衡状态下弹性管的内半径;

[0139] 令血管弹性模量和血压之间的关系为:

$$[0140] \quad E = E_0 e^{\alpha P} \quad (2)$$

[0141] 公式(2)中, E 表示压力 P 下的血管弹性模量,即公式(1)中的弹性模量, E_0 表示初始弹性模量, α 为比例参数。

[0142] 根据公式(1)和公式(2),得到血压与弹性管内波的传播时间的关系为:

$$[0143] \quad P = \frac{1}{\alpha} \left(\ln \frac{2\rho r (\Delta x)^2}{E_0 h} - 2 \ln T_{PTT} \right) \quad (3)$$

[0144] 假设动脉血管壁为理想弹性管,血液为理想流体,并且忽略血液粘稠度、密度等不可测得参数变化的影响,则根据公式(3)得到血压与脉搏波的传播时间的关系模型如下:

$$[0145] \quad P = a_1 \ln T_{PTT} + a_2 \quad (4)$$

[0146] 公式(4)中, a_1 和 a_2 为需要标定的拟合参数,从而根据脉搏波的传播时间通过公式(4)得到血压值。

[0147] 在另一实施例中,根据双路脉搏波得到血压的方法还可以是,采用神经网络,以滤波后脉搏波采集特征点作为神经网络的输入,并且以测得血压数据作为输出标签,通过大量标签数据训练神经网络,从而得到非线性回归血压数值算法。

[0148] 本实施例提供的可穿戴脉搏波检测装置及血压检测方法,在环形主体的内外表面均设置柔性压电传感器,以同时采集人体两个检测部位的脉搏情况,得到双路脉搏波,根据对双路脉搏波的处理得到准确率较高的脉搏参数;可穿戴的环形主体使得本申请的检测装置可方便的携带在用户身上,不仅便于携带,还可以避免取放步骤以实现随时检测;本申请还可以通过双路脉搏波计算得到血压参数,以实现脉搏和血压的同时测量,进一步简化用户的使用步骤,提高便利性。

[0149] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0150] 以上所述实施例仅表达了本申请的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来

说,在不脱离本申请构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本申请的保护范围。因此,本申请专利的保护范围应以所附权利要求为准。

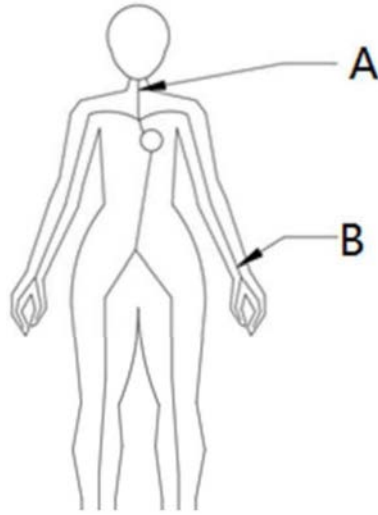


图1



图2



图3

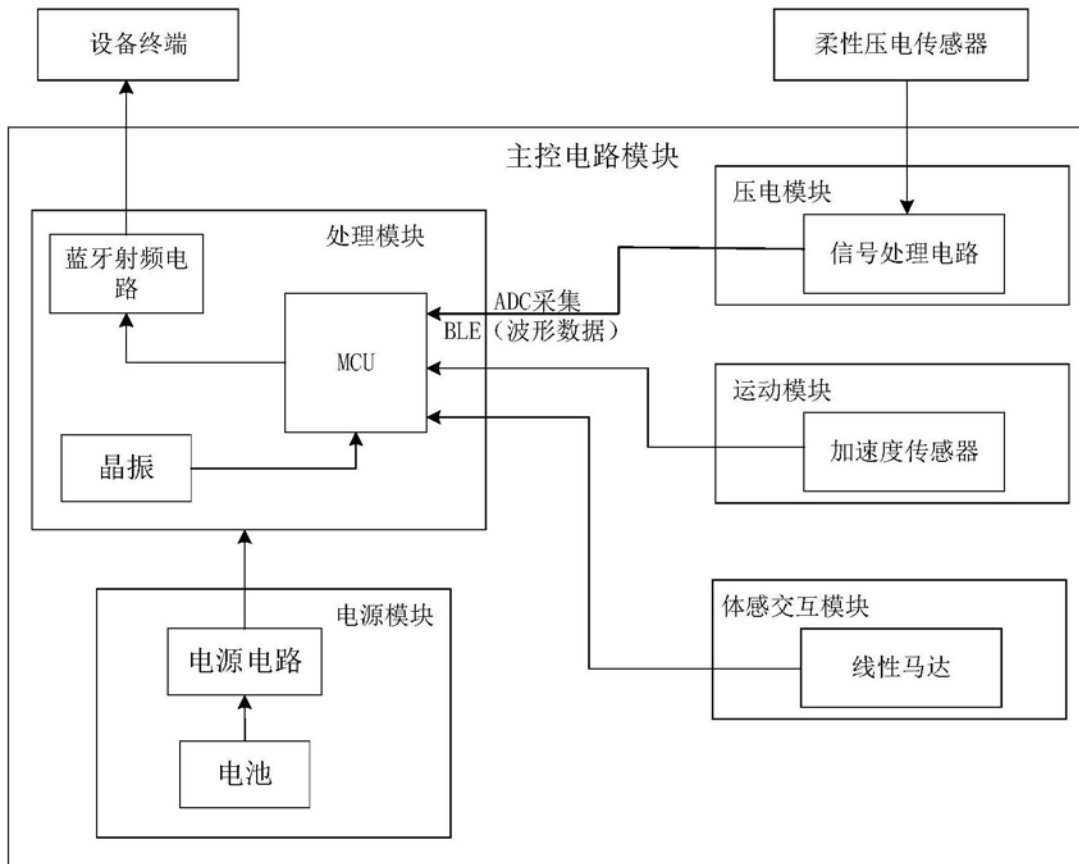


图4

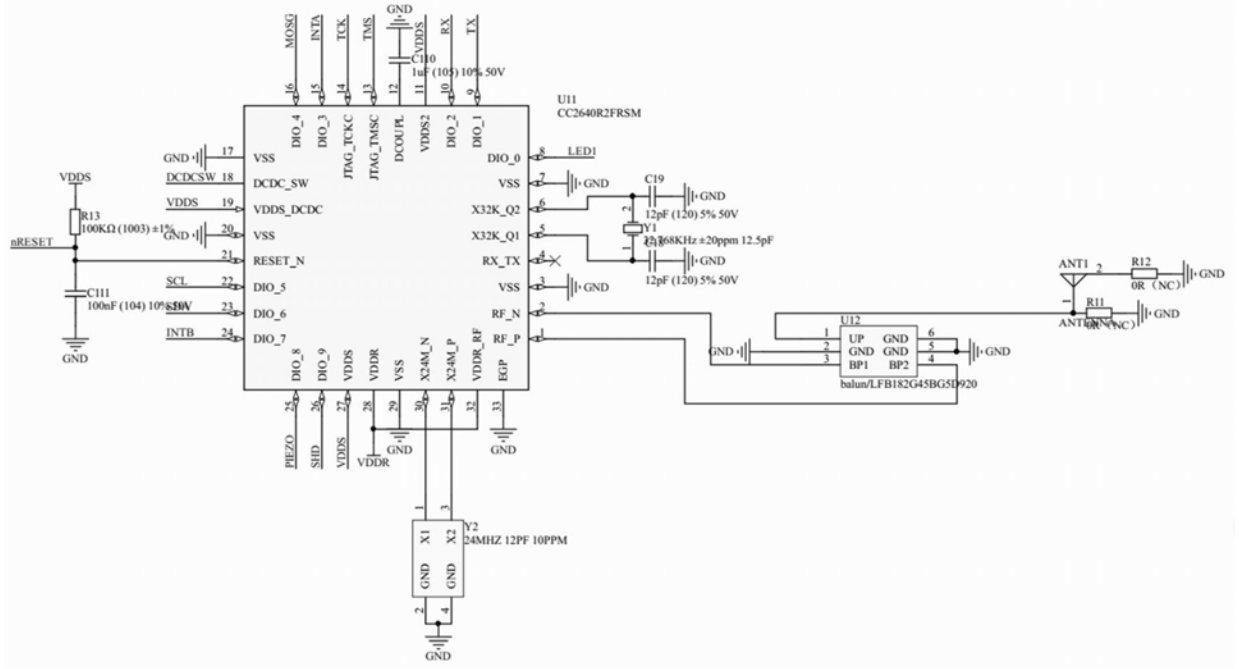


图5

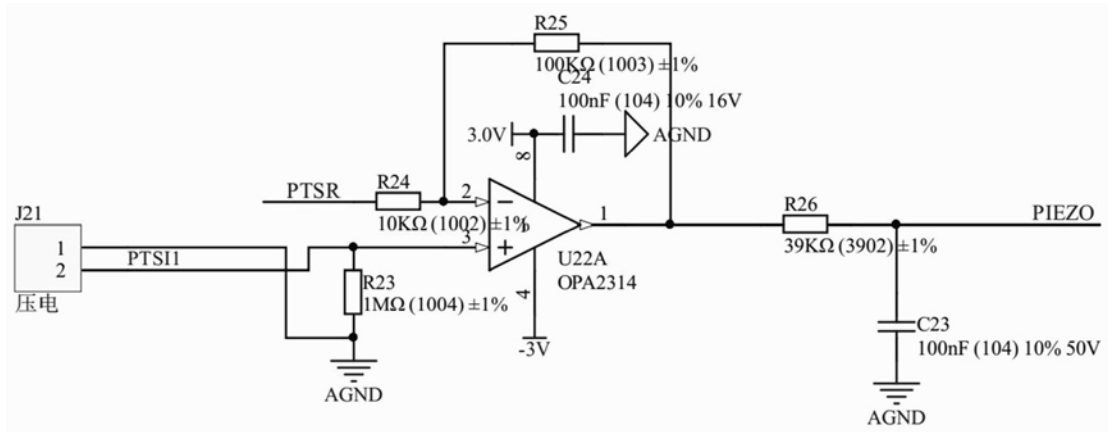


图6

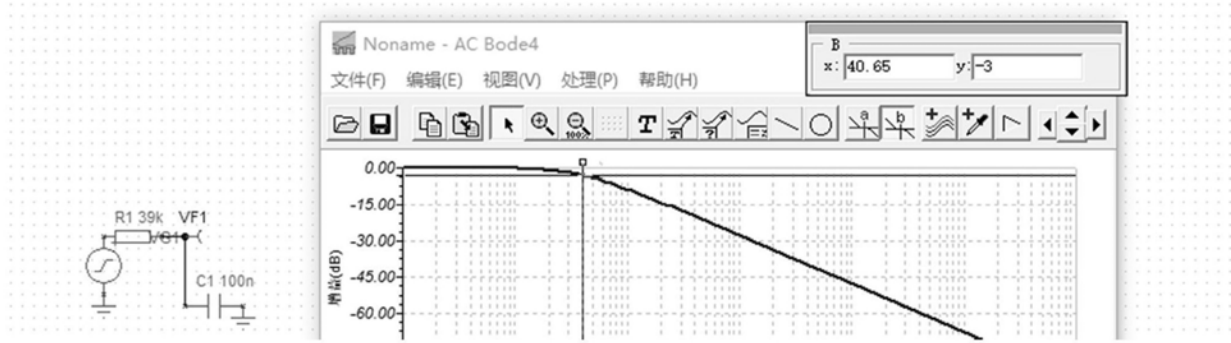


图7

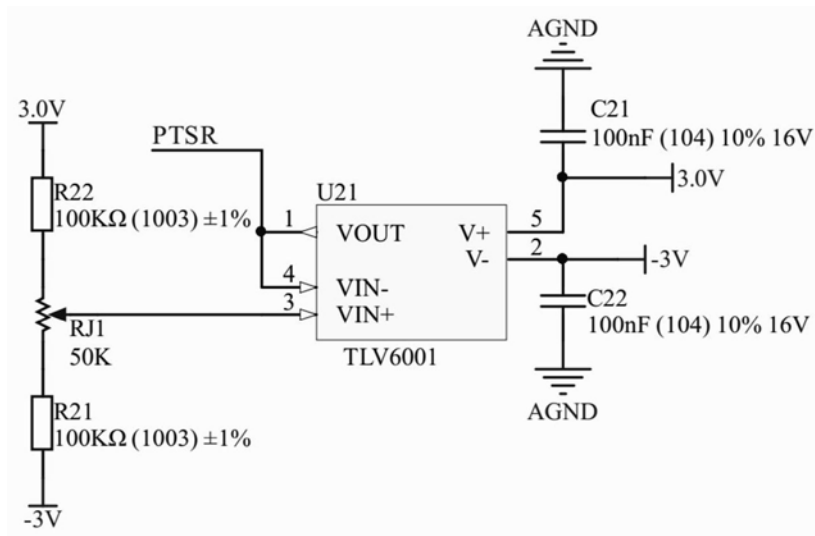


图8

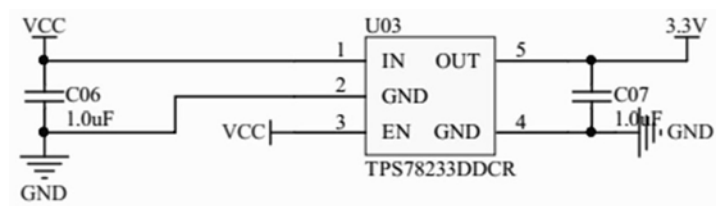


图9

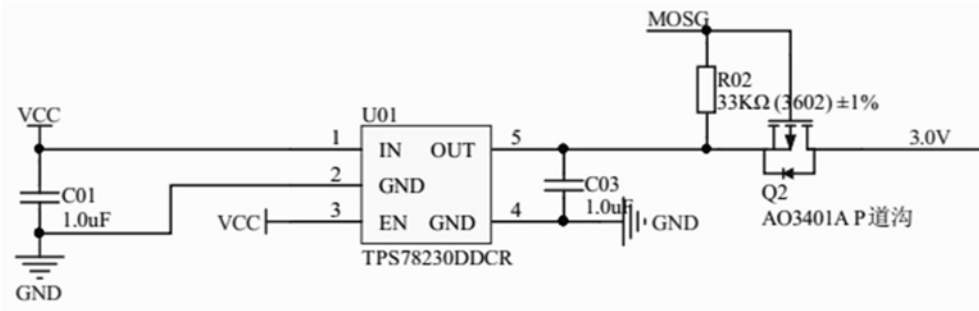


图10

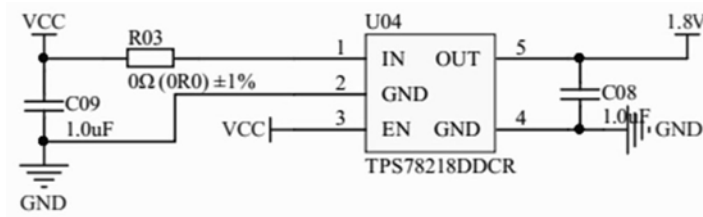


图11

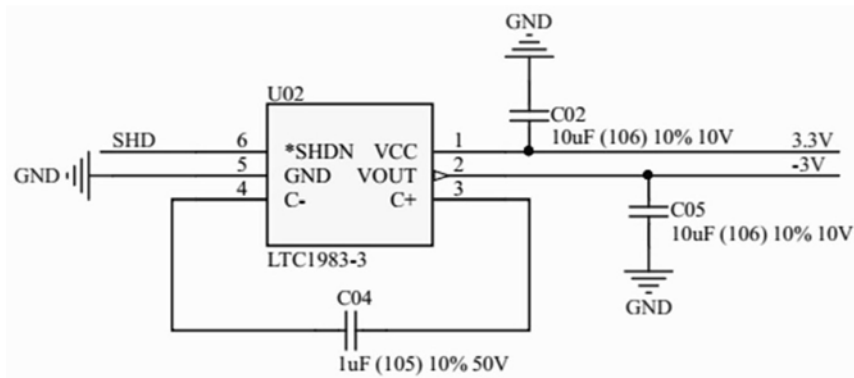


图12

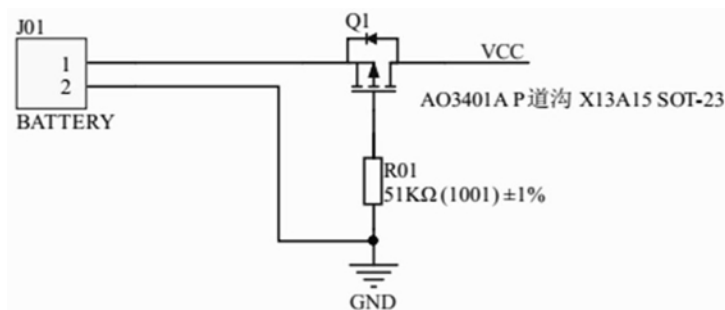


图13

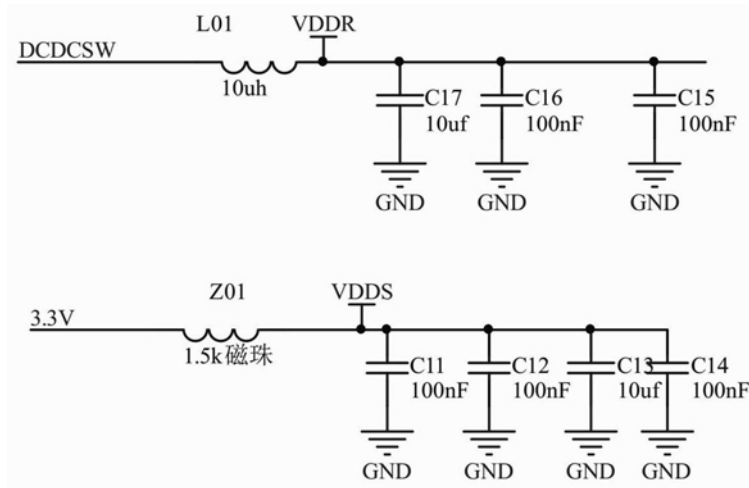


图14

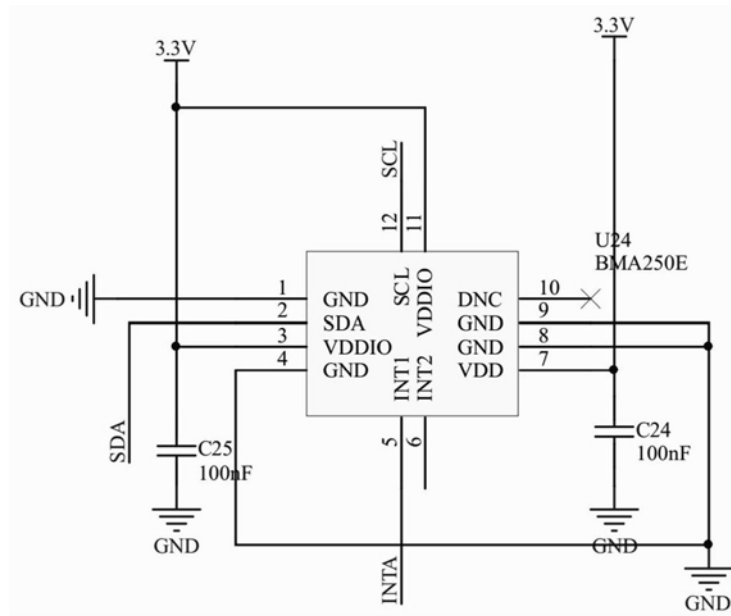


图15



图16

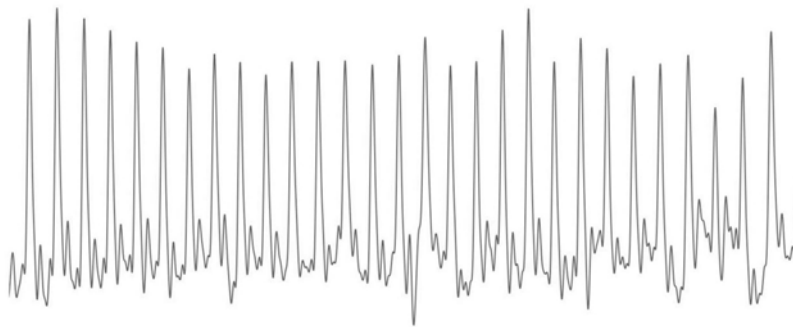


图17

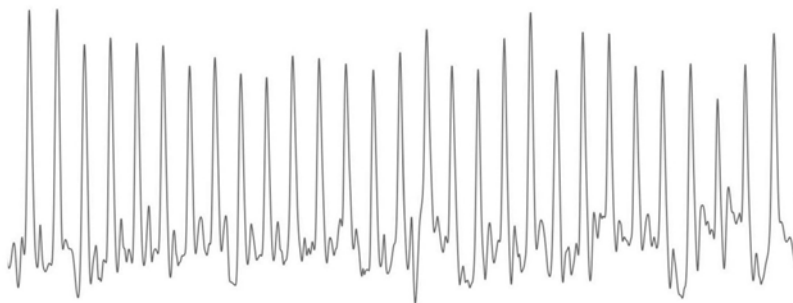


图18

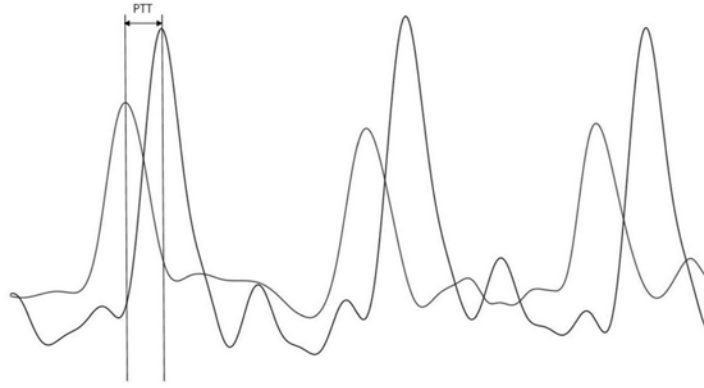


图19

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种可穿戴脉搏波检测装置及血压检测方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN110301907A | 公开(公告)日 | 2019-10-08 |
| 申请号 | CN201910552010.9 | 申请日 | 2019-06-25 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 浙江工业大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 浙江工业大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 浙江工业大学 | | |
| [标]发明人 | 陈俊俊 梁利华 | | |
| 发明人 | 陈俊俊 梁利华 | | |
| IPC分类号 | A61B5/022 A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/02125 A61B5/02141 A61B5/022 A61B5/681 A61B5/7225 A61B5/725 A61B2560/0214 | | |
| 代理人(译) | 杨天娇 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明公开了一种可穿戴脉搏波检测装置及血压检测方法，包括用于穿戴的环形主体；第一柔性压电传感器，第一柔性压电传感器设置在环形主体的内表面，用于与用户的第一检测部位接触；第二柔性压电传感器，第二柔性压电传感器设置在环形主体的外表面，用于与用户的第二检测部位接触；主控电路模块，主控电路模块设置在环形主体上且与第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器连接，主控电路模块接收第一柔性压电传感器和第二柔性压电传感器输出的压电信号，根据两路压电信号得到两路同一时间轴下的脉搏波，并根据两路脉搏波得到脉搏参数。本发明采用双路脉搏波测量，准确性高，且检测装置易于携带，可实现随时测量，并且能够同时检测血压状况。

