(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 204618211 U
(45)授权公告日 2015.09.09

(21)申请号 201520244653.4
(22)申请日 2015.04.22
(73)专利权人 常熟理工学院
地址 215500 江苏省苏州市常熟市南三环路99号
(72)发明人 徐健 胡绍旋 余涛 梅亚军 陈得 陆竞赛 李姗姗
(74)专利代理机构 常熟市常新专利商标事务所(普通合伙) 32113
代理人 何艳 王海泉
(51)Int.Cl.
*A61B 5/0205*(2006.01)
*A61B 5/1455*(2006.01)
*A61B 5/0245*(2006.01)
*A61B 5/11*(2006.01)
*A61B 5/00*(2006.01)

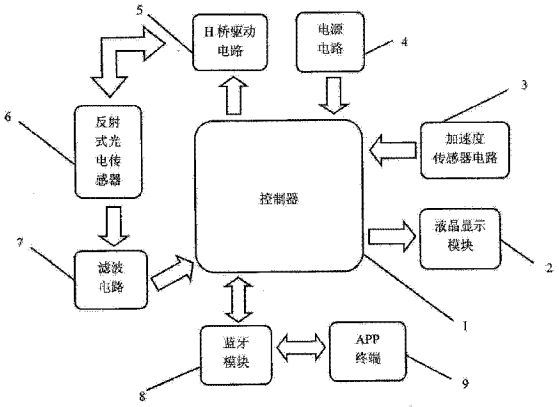
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)实用新型名称

一种用于人体生理与运动状态监测的系统

(57)摘要

一种用于人体生理与运动状态监测的系统，属于健康监测器械技术领域。包括控制器、液晶显示模块、加速度传感器电路、电源电路、H桥驱动电路、反射式光电传感器、滤波电路、蓝牙模块以及APP终端，控制器分别与液晶显示模块、加速度传感器电路、电源电路、H桥驱动电路、滤波电路以及蓝牙模块连接，反射式光电传感器分别与H桥驱动电路以及滤波电路连接，APP终端与蓝牙模块连接。优点：能监测人体血氧饱和度、脉率以及人体的睡眠、运动状态，测量部位不受限制，能根据测得的生理参数及睡眠、运动状态给出对应的健康建议，综合性强、功能全面；模块化的设计，使得产品体积小巧、便于携带；APP终端的应用，能方便用户远程查看健康数据。




CN 204618211 U

1. 一种用于人体生理与运动状态监测的系统，其特征在于：包括控制器 (1)、液晶显示模块 (2)、加速度传感器电路 (3)、电源电路 (4)、H 桥驱动电路 (5)、反射式光电传感器 (6)、滤波电路 (7)、蓝牙模块 (8) 以及 APP 终端 (9)，所述的控制器 (1) 分别与液晶显示模块 (2)、加速度传感器电路 (3)、电源电路 (4)、H 桥驱动电路 (5)、滤波电路 (7) 以及蓝牙模块 (8) 连接，所述的反射式光电传感器 (6) 分别与 H 桥驱动电路 (5) 以及滤波电路 (7) 连接，所述的 APP 终端 (9) 与蓝牙模块 (8) 连接，所述的电源电路 (4) 分别为控制器 (1)、加速度传感器电路 (3)、H 桥驱动电路 (5) 以及滤波电路 (7) 提供电源。

2. 根据权利要求 1 所述的一种用于人体生理与运动状态监测的系统，其特征在于所述的控制器 (1) 包括单片机 U1、电阻 R1、电阻 R2、电容 C1、电容 C2、电容 C3、电容 C4、电容 C5、电容 C6、晶振 Y1、晶振 Y2 以及复位开关 K1，其中，所述的单片机 U1 为 MSP430F169，电容 C3 的一端与晶振 Y1 的一端以及单片机 U1 的 53 脚连接，晶振 Y1 的另一端与单片机 U1 的 52 脚以及电容 C4 的一端连接，电阻 R1 的一端与单片机 U1 的 58 脚、电阻 R2 的一端以及电容 C2 的一端连接，电阻 R2 的另一端与复位开关 K1 的一端连接，电容 C5 的一端与晶振 Y2 的一端以及单片机 U1 的 8 脚连接，晶振 Y2 的另一端与电容 C6 的一端以及单片机 U1 的 9 脚连接，电阻 R1 的另一端、电容 C1 的一端以及单片机 U1 的 1、64 脚共同连接 +3.3V 直流电源，电容 C3 的另一端、电容 C4 的另一端、复位开关 K1 的另一端、电容 C2 的另一端、电容 C1 的另一端、电容 C5 的另一端、电容 C6 的另一端以及单片机 U1 的 62、63 脚共同接地。

3. 根据权利要求 2 所述的一种用于人体生理与运动状态监测的系统，其特征在于所述的反射式光电传感器 (6) 采用 DMC03；所述的 H 桥驱动电路 (5) 包括三极管 Q1、三极管 Q2、三极管 Q3、三极管 Q4、电阻 R3、电阻 R4、电阻 R5 以及电阻 R6，三极管 Q1 的发射极和三极管 Q2 的发射极共同连接 +3.3V 直流电源，三极管 Q1 的集电极与三极管 Q3 的集电极连接，并构成为 Red 引脚连接至所述的反射式光电传感器 (6) 的 1 脚，三极管 Q3 的基极与电阻 R3 的一端、三极管 Q4 的基极以及电阻 R6 的一端连接，并构成为 DAC0 引脚连接至所述的控制器 (1) 中的单片机 U1 的 5 脚，三极管 Q3 的发射极连接电阻 R4 的一端，三极管 Q2 的集电极与三极管 Q4 的集电极连接，并构成为 Inf 引脚连接至反射式光电传感器 (6) 的 2 脚，三极管 Q4 的发射极连接电阻 R5 的一端，三极管 Q1 的基极构成为 P20 引脚连接至单片机 U1 的 26 脚，三极管 Q2 的基极构成为 P21 引脚连接至单片机 U1 的 25 脚，电阻 R3 的另一端、电阻 R4 的另一端、电阻 R5 的另一端以及电阻 R6 的另一端共同接地。

4. 根据权利要求 3 所述的一种用于人体生理与运动状态监测的系统，其特征在于所述的滤波电路 (7) 包括电阻 R7、电阻 R8、电阻 R9、电阻 R10、电阻 R11、电阻 R12、电阻 R13、电阻 R14、电阻 R15、电阻 R16、电阻 R17、电阻 R18、电阻 R19、电阻 R20、电阻 R21、电容 C7、电容 C8、电容 C9、电容 C10、电容 C11、电容 C12、电容 C13、电容 C14、运算放大器 A1、运算放大器 A2、运算放大器 A3、运算放大器 A4、运算放大器 A5、运算放大器 A6 以及运算放大器 A7，其中，所述的运算放大器 A1 ～ A7 采用单运放 TLV2460 芯片，电阻 R7 的一端与电阻 R8 的一端以及运算放大器 A1 的 3 脚连接，运算放大器 A1 的 2 脚与 6 脚以及电阻 R9 的一端连接，并构成为 Aoo 引脚连接至所述的反射式光电传感器 (6) 中的 3 脚，电阻 R9 的另一端连接运算放大器 A2 的 3 脚，运算放大器 A2 的 2 脚与电容 C7 的一端以及电阻 R10 的一端连接，并构成为 Sta 引脚连接至反射式光电传感器 (6) 中的 4 脚，电容 C7 的另一端与电阻 R10 的另一端、运算放大器 A2 的 6 脚以及电阻 R11 的一端连接，电阻 R11 的另一端与运算放大器 A4 的 3 脚

以及电容 C8 的一端连接，运算放大器 A4 的 2 脚与 6 脚连接，并构成为 ADC0 引脚连接至单片机 U1 的 59 脚，电容 C8 的另一端与电阻 R13 的一端、电阻 R12 的一端、运算放大器 A3 的 2 脚以及电容 C10 的一端连接，电阻 R13 的另一端与电容 C9 的一端连接，电容 C9 的另一端与电阻 R12 的另一端、运算放大器 A3 的 6 脚、电阻 R15 的一端以及运算放大器 A5 的 2 脚连接，运算放大器 A3 的 3 脚与电阻 R14 的一端连接，电阻 R15 的另一端与电阻 R16 的一端连接，电阻 R16 的另一端与电阻 R17 的一端、运算放大器 A5 的 6 脚以及电容 C11 的一端连接，电阻 R17 的另一端与电阻 R18 的一端、电容 C13 的一端以及电容 C14 的一端连接，电阻 R18 的另一端与运算放大器 A6 的 3 脚以及电容 C12 的一端连接，运算放大器 A6 的 2 脚与 6 脚以及电阻 R20 的一端连接，并构成为 ADC1 引脚连接至单片机 U1 的 60 脚，电阻 R20 的另一端与电阻 R21 的一端以及运算放大器 A7 的 3 脚连接，运算放大器 A7 的 2 脚与 6 脚、电阻 R19 的一端、电容 C13 的另一端以及电容 C14 的另一端连接，电阻 R19 的另一端与电容 C11 的另一端以及电容 C12 的另一端连接，电阻 R7 的另一端、运算放大器 A1 的 7 脚、运算放大器 A2 的 7 脚、运算放大器 A3 的 7 脚、运算放大器 A4 的 7 脚、运算放大器 A5 的 7 脚、运算放大器 A6 的 7 脚以及运算放大器 A7 的 7 脚共同接 +3.3V 直流电源，电阻 R14 的另一端与运算放大器 A5 的 3 脚共同连接偏置电压 VOC，电阻 R8 的另一端、运算放大器 A1 的 4 脚、运算放大器 A2 的 4 脚、运算放大器 A3 的 4 脚、运算放大器 A4 的 4 脚、运算放大器 A5 的 4 脚、运算放大器 A6 的 4 脚以及运算放大器 A7 的 4 脚、电容 C10 的另一端以及电阻 R21 的另一端共同接地。

5. 根据权利要求 3 所述的一种用于人体生理与运动状态监测的系统，其特征在于所述的加速度传感器电路 (3) 包括加速度传感器 U2、电容 C15、电容 C16、电容 C17 以及电容 C18，其中，所述的加速度传感器 U2 采用 MMA7361，加速度传感器 U2 的 2 脚与电容 C15 的一端连接，并构成为 ADC2 引脚连接至单片机 U1 的 61 脚，加速度传感器 U2 的 3 脚与电容 C16 的一端连接，并构成为 ADC3 引脚连接至单片机 U1 的 2 脚，加速度传感器 U2 的 4 脚与电容 C17 的一端连接，并构成为 ADC4 引脚连接至单片机 U1 的 3 脚，加速度传感器 U2 的 6 脚、10 脚与电容 C18 的一端共同连接 +3.3V 直流电源， 电容 C15 的另一端、电容 C16 的另一端、电容 C17 的另一端以及电容 C18 的另一端共同接地。

6. 根据权利要求 1 所述的一种用于人体生理与运动状态监测的系统，其特征在于所述的电源电路 (4) 包括调压器 U3、电容 C19 以及电容 C20, 其中，所述的调压器 U3 采用 LM1117，调压器 U3 的 3 脚与电容 C19 的一端共同连接 +5V 直流电源，调压器 U3 的 2 脚与电容 C20 的一端连接，并输出直流电源 +3.3V，电容 C19 的另一端与电容 C20 的另一端共同接地。

7. 根据权利要求 1 所述的一种用于人体生理与运动状态监测的系统，其特征在于所述的液晶显示模块 (2) 采用 OLED 液晶显示器。

8. 根据权利要求 1 所述的一种用于人体生理与运动状态监测的系统，其特征在于所述的 APP 终端 (9) 包括智能手机，所述的智能手机上设置有 APP 平台，智能手机与蓝牙模块 (8) 无线连接。

# 一种用于人体生理与运动状态监测的系统

## 技术领域

[0001] 本实用新型属于健康监测器械技术领域，具体涉及一种用于人体生理与运动状态监测的系统。

## 背景技术

[0002] 目前，人们对健康管理的处理方式还主要依赖于医院：在医院完成针对性的身体检查，由医生给出治疗建议。但“看病难、看病贵”的医疗现状使得去医院检查将占据人们很多的时间和精力，给人们的生活和工作带来不便。随着人们健康意识的提高及对健康监测的需求，便于普通大众使用的、能及时和准确地获得人体生理参数的医疗监测设备得到广泛的应用。人体生理参数是医学上衡量人体生理状态的一系列指标，包括脉搏、血压、血糖、血氧饱和度等。生理参数宏观地反映了人体的身体状况，对于疾病预测，身体保养具有非常重要的预警与指引作用。然而现有的绝大部分监测设备功能单一、体积大且价格相对昂贵，非常不适宜不同家庭的健康维护，在监测人体的生理参数时，不能提供适当的医疗建议。另外，现有的一些运动检测仪的潜在应用也包含有个人健康管理功能，用于帮助人们发现自己的生活规律、生活质量等，从而得到准确、有针对性的健康指导，但它们还是主要偏向于保健功能，并不能准确测量人体的关键生理参数。

[0003] 因此，设计出一款成本低廉、便于随身携带、能实时监测人体生理参数及运动状态，给出合理健康建议的医疗健康系统势在必行，本申请人作了有益的设计，下面将要介绍的技术方案便是在这种背景下产生的。

## 发明内容

[0004] 本实用新型的目的在于提供一种用于人体生理与运动状态监测的系统，能根据测得的人体生理参数及睡眠、运动状态给出相应的健康建议，体积小巧、便于携带且能实现远程监护。

[0005] 本实用新型的目的是这样来达到的，一种用于人体生理与运动状态监测的系统，其特征在于：包括控制器、液晶显示模块、加速度传感器电路、电源电路、H桥驱动电路、反射式光电传感器、滤波电路、蓝牙模块以及APP终端，所述的控制器分别与液晶显示模块、加速度传感器电路、电源电路、H桥驱动电路、滤波电路以及蓝牙模块连接，所述的反射式光电传感器分别与H桥驱动电路以及滤波电路连接，所述的APP终端与蓝牙模块连接，所述的电源电路分别为控制器、加速度传感器电路、H桥驱动电路以及滤波电路提供电源。

[0006] 在本实用新型的一个具体的实施例中，所述的控制器包括单片机U1、电阻R1、电阻R2、电容C1、电容C2、电容C3、电容C4、电容C5、电容C6、晶振Y1、晶振Y2以及复位开关K1，其中，所述的单片机U1为MSP430F169，电容C3的一端与晶振Y1的一端以及单片机U1的53脚连接，晶振Y1的另一端与单片机U1的52脚以及电容C4的一端连接，电阻R1的一端与单片机U1的58脚、电阻R2的一端以及电容C2的一端连接，电阻R2的另一端与复位开关K1的一端连接，电容C5的一端与晶振Y2的一端以及单片机U1的8脚连接，晶振Y2

的另一端与电容 C6 的一端以及单片机 U1 的 9 脚连接，电阻 R1 的另一端、电容 C1 的一端以及单片机 U1 的 1、64 脚共同连接 +3.3V 直流电源，电容 C3 的另一端、电容 C4 的另一端、复位开关 K1 的另一端、电容 C2 的另一端、电容 C1 的另一端、电容 C5 的另一端、电容 C6 的另一端以及单片机 U1 的 62、63 脚共同接地。

[0007] 在本实用新型的另一个具体的实施例中，所述的反射式光电传感器采用 DMC03；所述的 H 桥驱动电路包括三极管 Q1、三极管 Q2、三极管 Q3、三极管 Q4、电阻 R3、电阻 R4、电阻 R5 以及电阻 R6，三极管 Q1 的发射极和三极管 Q2 的发射极共同连接 +3.3V 直流电源，三极管 Q1 的集电极与三极管 Q3 的集电极连接，并构成为 Red 引脚连接至所述的反射式光电传感器的 1 脚，三极管 Q3 的基极与电阻 R3 的一端、三极管 Q4 的基极以及电阻 R6 的一端连接，并构成为 DAC0 引脚连接至所述的控制器中的单片机 U1 的 5 脚，三极管 Q3 的发射极连接电阻 R4 的一端，三极管 Q2 的集电极与三极管 Q4 的集电极连接，并构成为 Inf 引脚连接至反射式光电传感器的 2 脚，三极管 Q4 的发射极连接电阻 R5 的一端，三极管 Q1 的基极构成为 P20 引脚连接至单片机 U1 的 26 脚，三极管 Q2 的基极构成为 P21 引脚连接至单片机 U1 的 25 脚，电阻 R3 的另一端、电阻 R4 的另一端、电阻 R5 的另一端以及电阻 R6 的另一端共同接地。

[0008] 在本实用新型的又一个具体的实施例中，所述的滤波电路包括电阻 R7、电阻 R8、电阻 R9、电阻 R10、电阻 R11、电阻 R12、电阻 R13、电阻 R14、电阻 R15、电阻 R16、电阻 R17、电阻 R18、电阻 R19、电阻 R20、电阻 R21、电容 C7、电容 C8、电容 C9、电容 C10、电容 C11、电容 C12、电容 C13、电容 C14、运算放大器 A1、运算放大器 A2、运算放大器 A3、运算放大器 A4、运算放大器 A5、运算放大器 A6 以及运算放大器 A7，其中，所述的运算放大器 A1 ～ A7 采用单运放 TLV2460 芯片，电阻 R7 的一端与电阻 R8 的一端以及运算放大器 A1 的 3 脚连接，运算放大器 A1 的 2 脚与 6 脚以及电阻 R9 的一端连接，并构成为 Aoo 引脚连接至所述的反射式光电传感器中的 3 脚，电阻 R9 的另一端连接运算放大器 A2 的 3 脚，运算放大器 A2 的 2 脚与电容 C7 的一端以及电阻 R10 的一端连接，并构成为 Sta 引脚连接至反射式光电传感器中的 4 脚，电容 C7 的另一端与电阻 R10 的另一端、运算放大器 A2 的 6 脚以及电阻 R11 的一端连接，电阻 R11 的另一端与运算放大器 A4 的 3 脚以及电容 C8 的一端连接，运算放大器 A4 的 2 脚与 6 脚连接，并构成为 ADC0 引脚连接至单片机 U1 的 59 脚，电容 C8 的另一端与电阻 R13 的一端、电阻 R12 的一端、运算放大器 A3 的 2 脚以及电容 C10 的一端连接，电阻 R13 的另一端与电容 C9 的一端连接，电容 C9 的另一端与电阻 R12 的另一端、运算放大器 A3 的 6 脚、电阻 R15 的一端以及运算放大器 A5 的 2 脚连接，运算放大器 A3 的 3 脚与电阻 R14 的一端连接，电阻 R15 的另一端与电阻 R16 的一端连接，电阻 R16 的另一端与电阻 R17 的一端、运算放大器 A5 的 6 脚以及电容 C11 的一端连接，电阻 R17 的另一端与电阻 R18 的一端、电容 C13 的一端以及电容 C14 的一端连接，电阻 R18 的另一端与运算放大器 A6 的 3 脚以及电容 C12 的一端连接，运算放大器 A6 的 2 脚与 6 脚以及电阻 R20 的一端连接，并构成为 ADC1 引脚连接至单片机 U1 的 60 脚，电阻 R20 的另一端与电阻 R21 的一端以及运算放大器 A7 的 3 脚连接，运算放大器 A7 的 2 脚与 6 脚、电阻 R19 的一端、电容 C13 的另一端以及电容 C14 的另一端连接，电阻 R19 的另一端与电容 C11 的另一端以及电容 C12 的另一端连接，电阻 R7 的另一端、运算放大器 A1 的 7 脚、运算放大器 A2 的 7 脚、运算放大器 A3 的 7 脚、运算放大器 A4 的 7 脚、运算放大器 A5 的 7 脚、运算放大器 A6 的 7 脚以及运算放大器 A7 的 7 脚共同接 +3.3V

直流电源，电阻 R14 的另一端与运算放大器 A5 的 3 脚共同连接偏置电压 VOC，电阻 R8 的另一端、运算放大器 A1 的 4 脚、运算放大器 A2 的 4 脚、运算放大器 A3 的 4 脚、运算放大器 A4 的 4 脚、运算放大器 A5 的 4 脚、运算放大器 A6 的 4 脚以及运算放大器 A7 的 4 脚、电容 C10 的另一端以及电阻 R21 的另一端共同接地。

[0009] 在本实用新型的再一个具体的实施例中，所述的加速度传感器电路包括加速度传感器 U2、电容 C15、电容 C16、电容 C17 以及电容 C18，其中，所述的加速度传感器 U2 采用 MMA7361，加速度传感器 U2 的 2 脚与电容 C15 的一端连接，并构成为 ADC2 引脚连接至单片机 U1 的 61 脚，加速度传感器 U2 的 3 脚与电容 C16 的一端连接，并构成为 ADC3 引脚连接至单片机 U1 的 2 脚，加速度传感器 U2 的 4 脚与电容 C17 的一端连接，并构成为 ADC4 引脚连接至单片机 U1 的 3 脚，加速度传感器 U2 的 6 脚、10 脚与电容 C18 的一端共同连接 +3.3V 直流电源，电容 C15 的另一端、电容 C16 的另一端、电容 C17 的另一端以及电容 C18 的另一端共同接地。

[0010] 在本实用新型的还有一个具体的实施例中，所述的电源电路包括调压器 U3、电容 C19 以及电容 C20，其中，所述的调压器 U3 采用 LM1117，调压器 U3 的 3 脚与电容 C19 的一端共同连接 +5V 直流电源，调压器 U3 的 2 脚与电容 C20 的一端连接，并输出直流电源 +3.3V，电容 C19 的另一端与电容 C20 的另一端共同接地。

[0011] 在本实用新型的更而具体的实施例中，所述的液晶显示模块采用 OLED 液晶显示器。

[0012] 在本实用新型的进而具体的实施例中，所述的 APP 终端包括智能手机，所述的智能手机上设置有 APP 平台，智能手机与蓝牙模块无线连接。

[0013] 本实用新型由于采用了上述结构，通过反射式光电传感器监测人体血氧饱和度和脉率，能解决现有的透射式光电传感器对于测量部位有限制的缺陷，又通过加速度传感器监测人体睡眠及运动状态，并能根据测得的生理参数及睡眠、运动状态给出对应的健康建议，综合性强、功能全面；模块化的设计，使得产品体积小巧、便于携带；APP 终端的应用，能方便用户远程查看健康数据。

## 附图说明

[0014] 图 1 为本实用新型的原理框图。

[0015] 图 2 为控制器的电原理图。

[0016] 图 3 为 H 桥驱动电路的电原理图。

[0017] 图 4 为滤波电路电原理图。

[0018] 图 5 为加速度传感器电路的电原理路。

[0019] 图 6 为电源电路的电原理图。

[0020] 图中：1. 控制器；2. 液晶显示模块；3. 加速度传感器电路；4. 电源电路；5. H 桥驱动电路；6. 反射式光电传感器；7. 滤波电路；8. 蓝牙模块；9. APP 终端。

## 具体实施方式

[0021] 申请人将在下面结合附图对本实用新型的具体实施方式详细描述，但申请人对实施例的描述不是对技术方案的限制，任何依据本实用新型构思作形式而非实质的变化都应

当视为本实用新型的保护范围。

[0022] 请参阅图 1，本实用新型涉及一种用于人体生理与运动状态监测的系统，包括控制器 1、液晶显示模块 2、加速度传感器电路 3、电源电路 4、H 桥驱动电路 5、反射式光电传感器 6、滤波电路 7、蓝牙模块 8 以及 APP 终端 9。所述的控制器 1 分别与液晶显示模块 2、加速度传感器电路 3、电源电路 4、H 桥驱动电路 5、滤波电路 7 以及蓝牙模块 8 连接。所述的反射式光电传感器 6 分别与 H 桥驱动电路 5 以及滤波电路 7 连接。所述的加速度传感器电路 3 用于实时监测人体睡眠的翻身次数以及运动状态；所述的反射式光电传感器 6 用于实时监测血氧饱和度值、脉率值。所述的 APP 终端 9 包括智能手机，所述的智能手机上设置有 APP 平台，所述的 APP 平台中包含一 sqlite 数据库，sqlite 是一款轻型的数据库，是遵守 ACID 的关系型数据库管理系统，它包含在一个相对小的 C 库中，只需在 andriod 中通过 sqlite 内置函数引入即可处理数据。该数据库主要用于存储由蓝牙模块 8 传输的各监测数据，同时在该数据库中还预设有人体正常生理值以及健康建议。智能手机与蓝牙模块 8 无线连接，当用户查看某一信息时，控制器 1 将采集到的数据通过蓝牙模块 8 发送到智能手机，智能手机通过 APP 平台接收监测数据并将数据存储至 sqlite 数据库中，APP 平台将监测数据与预设的人体正常生理值、即基准值比对，若根据比对结果判定为健康，则在 APP 平台的显示界面显示“你是健康的，注意保持”信息，否则显示有关健康建议，例如合理饮食的建议、适当运动的建议等。在本实施例中，所述的蓝牙模块 8 采用 ATK-HC05-V11，是一款高性能的主从一体蓝牙串口模块，其可以与带蓝牙的手机配对，实现无线连接。APP 终端 9 在此处的应用，现有技术中已有公开，因此省略赘述。

[0023] 请参阅图 2，所述的控制器 1 包括单片机 U1、电阻 R1、电阻 R2、电容 C1、电容 C2、电容 C3、电容 C4、电容 C5、电容 C6、晶振 Y1、晶振 Y2 以及复位开关 K1，其中，所述的单片机 U1 为 MSP430F169，是基于 TI 公司的 16 位低功耗微控制器，具有控制简单、价格低廉的优点。单片机 U1 的 33 脚、32 脚分别与蓝牙模块 8 的 TXD、RXD 引脚连接。电阻 R1、电阻 R2、电容 C2 与复位开关 K1 构成复位电路，当复位开关 K1 按下时，电阻 R2 与复位开关 K1 相连的一端接地；电阻 R1 与电阻 R2 又构成分压电路，且电阻 R1 的阻值远大于电阻 R2，因此电阻 R2 与 58 脚相连的一端变为低电平，实现单片机 U1 的复位。晶振 Y1 与电容 C3 以及电容 C4 构成低频振荡器，为单片机 U1 提供 32768HZ 的时钟脉冲。晶振 Y2 与电容 C5 以及电容 C6 构成高频振荡器，为单片机 U1 提供 8MHZ 的时钟脉冲。

[0024] 请参阅图 3，所述的 H 桥驱动电路 5 包括三极管 Q1、三极管 Q2、三极管 Q3、三极管 Q4、电阻 R3、电阻 R4、电阻 R5 以及电阻 R6。所述的 H 桥驱动电路 5 构成有 Red 引脚、Inf 引脚、DAC0 引脚、P20 引脚以及 P21 引脚，其中 Red 引脚连接所述的反射式光电传感器 6 的 1 脚，Inf 引脚连接反射式光电传感器 6 的 2 脚，DAC0 引脚连接至所述的单片机 U1 的 5 脚，P20 引脚连接至单片机 U1 的 26 脚，P21 引脚连接至单片机 U1 的 25 脚。在本实施例中，所述的反射式光电传感器 6 采用 DMC03。反射式光电传感器 6 弥补了现有的透射式光电传感器对测量部位有限制的缺陷，其使用部位不受限制，应用领域更为广泛。反射式光电传感器 6 的测量是基于动脉血液因脉动对光的反射量产生变化的原理。反射式光电传感器 6 内部的红外发光二极管发射 940nm 的红外光，红光发光二极管发射 660nm 的红光。此处，选择 940nm 的红外光的原因在于，在 920nm ～ 950nm 波长段，还原血红蛋白与氧合血红蛋白的随波长改变而吸收系数变化的曲线变化缓慢，只要在控制器 1 中做适当调整就不会影响电路

的正常检测；选择660nm的红光的原因在于，在该波长处氧合血红蛋白和还原血红蛋白对光的吸收差别较大，而在选择光波时，正是基于氧合血红蛋白和还原血红蛋白对它的吸光系数要大于非血液组织对它的吸光系数。单片机U1经由P20引脚、P21引脚向H桥驱动电路5发送时钟脉冲信号，藉以控制三极管Q1和三极管Q2交替导通/截止，并使得反射式光电传感器6的红外光与红光交替发光，当两种波长的光交替发光时，反射回来的光强因为脉搏的跳动而变化，由此就得到一变化的电信号，实现系统对人体血氧饱和度及脉率的监测。同时，反射式光电传感器6还将测得的信号发送给滤波电路。单片机U1又通过DAC0引脚输出电流，用于控制三极管Q3和三极管Q4的导通强度，从而控制红光发光二极管与红外发光二极管的发光强度。当单片机U1的61脚采集的交流信号过大或过小时，通过DAC0引脚输出的电流量能将信号强度控制在预定的范围内。

[0025] 请参阅图4，所述的滤波电路7包括电阻R7、电阻R8、电阻R9、电阻R10、电阻R11、电阻R12、电阻R13、电阻R14、电阻R15、电阻R16、电阻R17、电阻R18、电阻R19、电阻R20、电阻R21、电容C7、电容C8、电容C9、电容C10、电容C11、电容C12、电容C13、电容C14、运算放大器A1、运算放大器A2、运算放大器A3、运算放大器A4、运算放大器A5、运算放大器A6以及运算放大器A7，所述的运算放大器A1～运算放大器A1采用单运放TLV2460芯片。其中，电阻R9、电阻R10、电容C7、运算放大器A2构成I/V转换电路，电阻R11、电阻R12、电阻R13、电阻R14、电容C8、电容C9、电容C10、运算放大器A3、运算放大器A4构成高低通滤波电路，电阻R15、电阻R16、运算放大器A5构成放大电路，电阻R17、电阻R18、电阻R19、电容C11、电容C12、电容C13、电容C14构成50Hz陷波器，电阻R7、电阻R8、运算放大器A1、运算放大器A4、运算放大器A6、运算放大器A7构成电压跟随器。滤波电路7的Aoo引脚连接所述的反射式光电传感器6的3脚，滤波电路7的Sta引脚连接反射式光电传感器6的4脚，反射式光电传感器6向滤波电路7发送随脉搏搏动而产生电流信号。滤波电路7的ADC0引脚连接单片机U1的59脚，滤波电路7的ADC1引脚连接单片机U1的60脚。根据反射式光电传感器6的工作原理，非动脉组织，如皮肤、肌肉、骨骼和静脉血等由于对光的吸收恒定不变，因此为直流信号，而动脉血在脉动时，由于吸光度产生与之对应的变化量，因此为交流信号，滤波电路7的作用就是分离上述直流信号和交流信号。反射式光电传感器6随脉搏搏动而产生的电流信号，通过I/V转换电路转换成电压信号，此电压信号被分为两路，一路通过电压跟随器得到DC直流信号，另一路通过高低通滤波电路以及放大电路得到AC脉搏交流信号，对应的直流滤波信号经由ADC0引脚输入单片机U1，对应的交流滤波信号经由ADC1引脚输入单片机U1。

[0026] 请参阅图5，所述的加速度传感器电路3包括加速度传感器U2、电容C15、电容C16、电容C17以及电容C18，其中，所述的加速度传感器U2采用MMA7361三轴加速度传感器，可以实时监测人体睡眠的翻身次数以及运动状态，由运动状态可得出例如人体走路的步数、速度、卡路里消耗的信息，为健康分析提供基础。若物体沿着某一个方向活动，或者受到重力作用，则输出电压就会根据其运动方向及设定的灵敏度而发生改变。加速度传感器电路3的ADC2引脚连接至单片机U1的61脚，ADC3引脚连接至单片机U1的2脚，ADC4引脚连接至单片机U1的3脚。单片机U1分别对X、Y、Z轴运动方向上的输出电压进行采样，并将采样到的模拟量转变成数字量后与预先设定的参数值进行比对，可判断出此时人体相应的运动状态(例如跑步、睡眠等)。

[0027] 请参阅图 6，所述的电源电路 4 包括调压器 U3、电容 C19 以及电容 C20，其中，所述的调压器 U3 采用 LM1117。调压器 U3 的 3 脚与电容 C19 的一端共同连接 +5V 直流电源，调压器 U3 的 2 脚与电容 C20 的一端连接，并输出 +3.3V 直流电源，为控制器 1、加速度传感器电路 3、H 桥驱动电路 5 以及滤波电路 7 提供电源。

[0028] 请继续参阅图 1 ～图 6，对本系统的工作原理进行说明。单片机 U1 将从滤波电路 7 接收的电压信号转换成血氧饱和度值、脉率值，又将从加速度传感器电路 3 采集到的电压信号转换成翻身次数或运动状态，当用户想要远程查看监测数据时，可通过 APP 终端 9 向蓝牙模块 8 发送查看血氧饱和度值、脉率值、翻身次数、运动状态的指令。当单片机 U1 通过蓝牙模块接收到某一指令时，利用串口将对应的血氧饱和度值、脉率值、翻身次数、运动状态通过蓝牙模块 8 传输给 APP 终端 9，APP 终端 9 将单片机 U1 传输来的数值与数据库中的人体正常生理值进行对比，并根据对比情况在数据库中找到对应的健康建议，所述的健康建议主要有日常饮食调理建议、日常运动建议，用户再根据建议进行相应的饮食调整及运动调整。所述的液晶显示模块 2 用于在人机互动时显示血氧饱和度值、脉率值以及运动状态下的行走步数与消耗的卡路里等信息，该模块体积小巧、便于随时携带，为不喜欢携带手机的用户提供了方便。

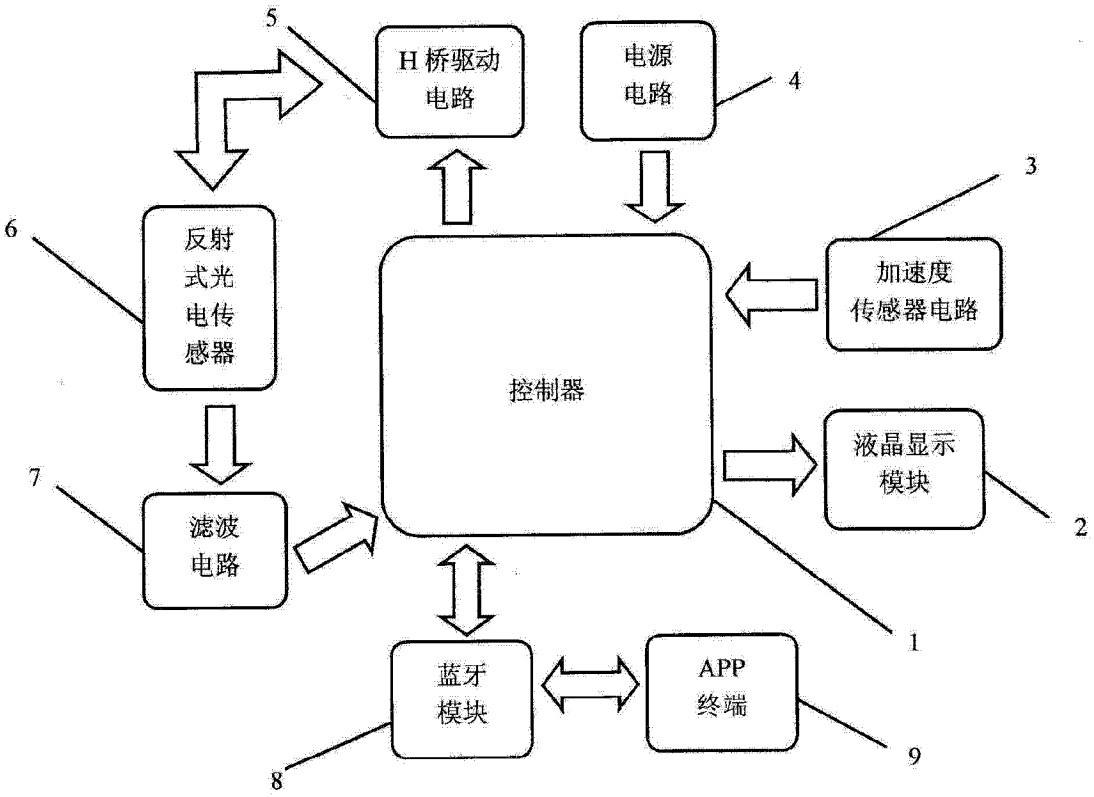

5
H 桥驱动
电路
电源
电路
4
3
6
反射
式光
电传
感器
加速度
传感器电路
控制器
液晶显示
模块
2
7
滤波
电路
1
蓝牙
模块
APP
终端
8
9

图 1

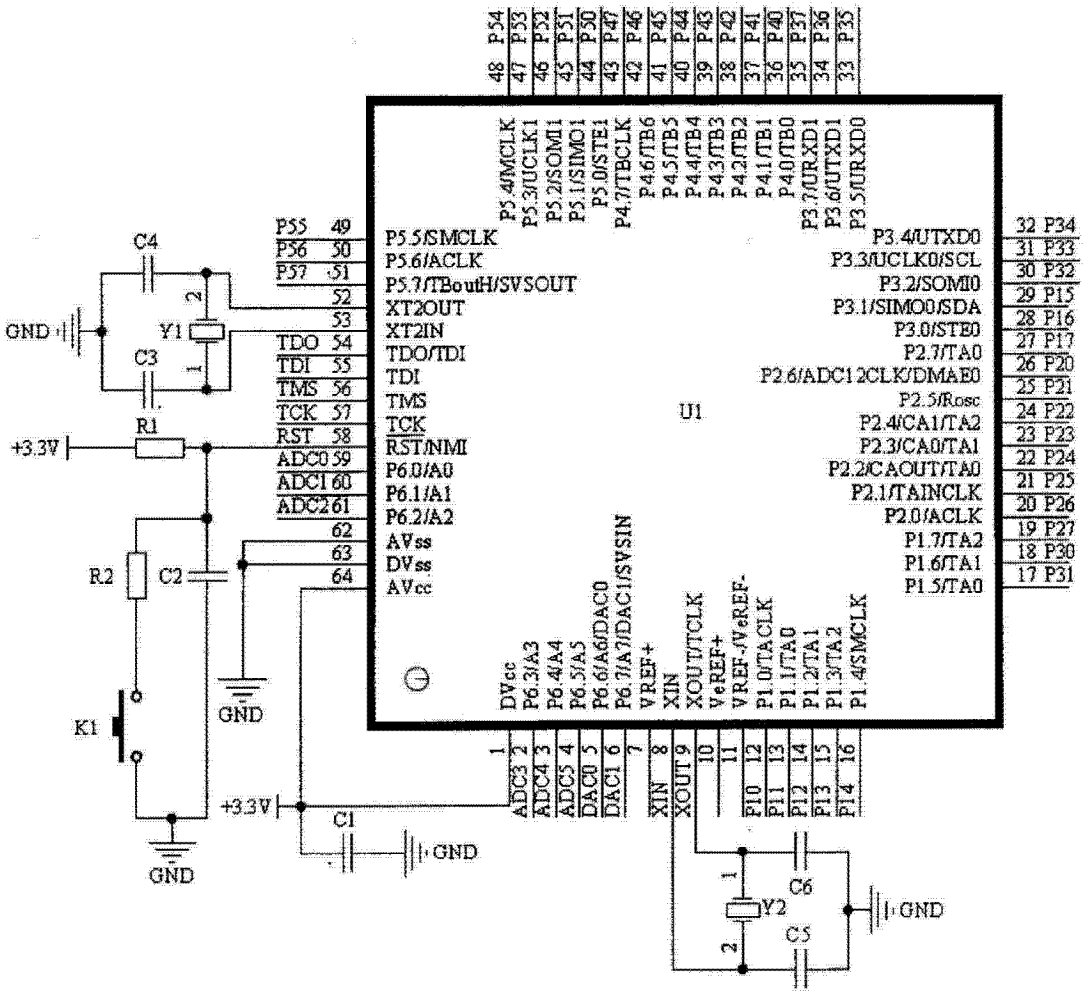

U1
P5.5/SMCLK
P5.6/ACLK
P5.7/TBoutH/SVSOUT
XT2OUT
XT2IN
TDO/TDI
TDI
TMS
TCK
RST/NMI
P6.0/A0
P6.1/A1
P6.2/A2
AVss
DVss
AVcc
P3.4/UTXD0
P3.3/UCLK0/SCL
P3.2/SOMI0
P3.1/SIMO0/SDA
P3.0/STE0
P2.7/TA0
P2.6/ADC12CLK/DMAE0
P2.5/Rosc
P2.4/CA1/TA2
P2.3/CA0/TA1
P2.2/CAOUT/TA0
P2.1/TAINCLK
P2.0/ACLK
P1.7/TA2
P1.6/TA1
P1.5/TA0
C4
C3
Y1
R1
R2
C2
K1
C1
C6
C5
Y2
GND
+3.3V

图 2

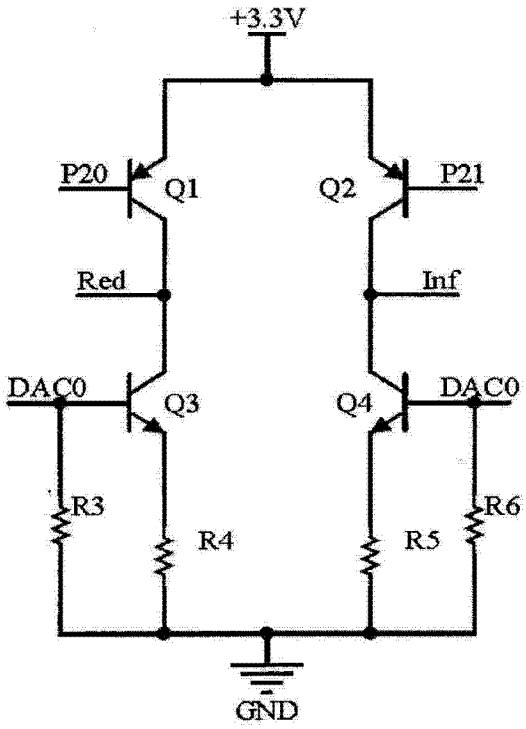

+3.3V
P20
Q1
Q2
P21
Red
Inf
DAC0
Q3
Q4
DAC0
R3
R4
R5
R6
GND

图 3

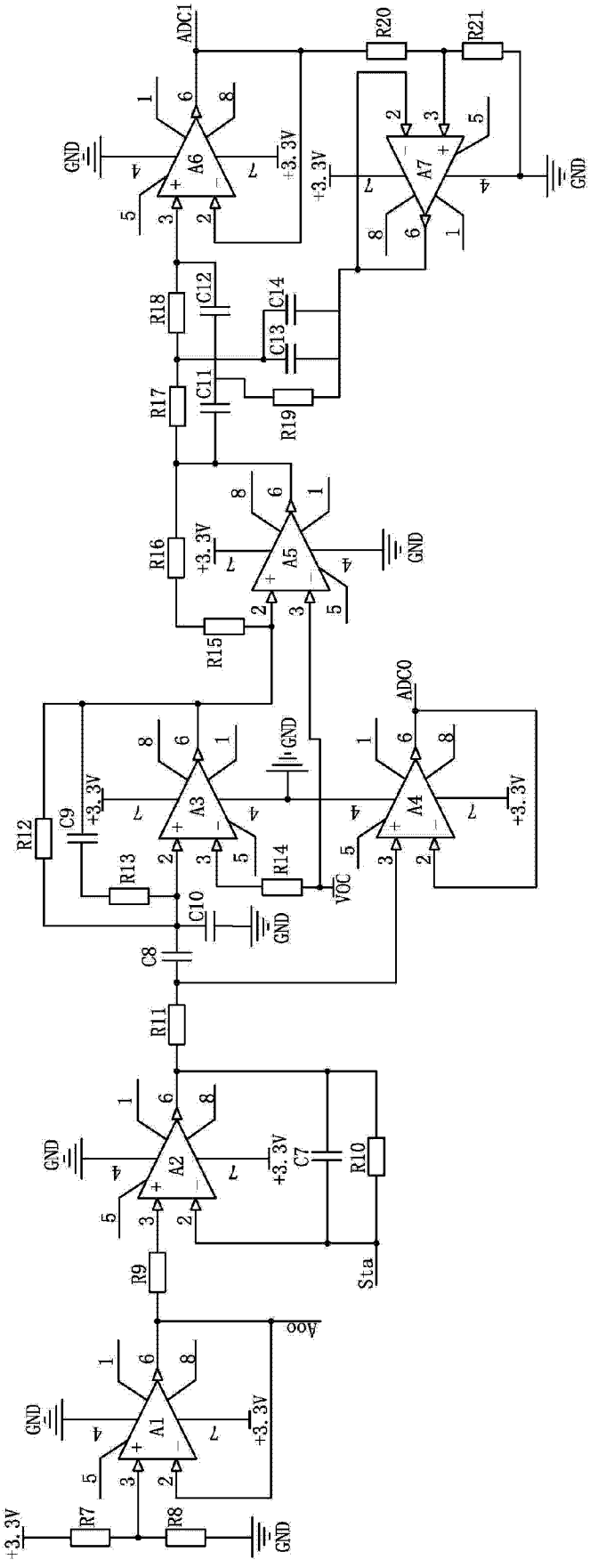

ADC1
R20
R21
A6
A7
A5
A3
A4
A2
A1
GND
+3.3V
R18
R17
R16
R15
R12
R13
R14
C12
C13
C14
C11
R19
C9
C10
C8
R11
R9
R7
R8
C7
R10
ADC0
VOC
Sta
Aoo

图 4

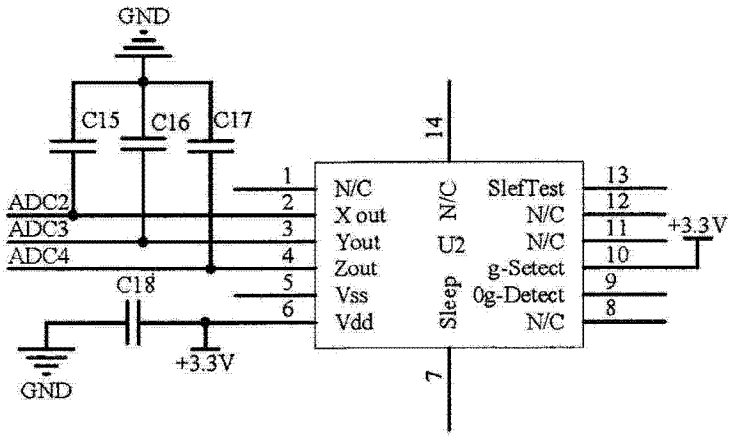

GND
C15
C16
C17
14
1
N/C
2
X out
3
Yout
4
Zout
5
Vss
6
Vdd
N/C
U2
Sleep
SlefTest
13
N/C
12
N/C
11
g-Setect
10
0g-Detect
9
N/C
8
+3.3V
ADC2
ADC3
ADC4
C18
GND
+3.3V
7

图 5

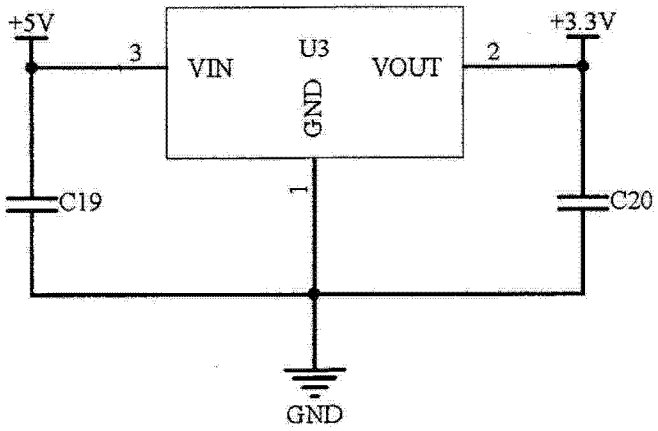

+5V
3
VIN
U3
GND
VOUT
2
+3.3V
C19
1
C20
GND

图 6