



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104739394 A

(43) 申请公布日 2015. 07. 01

(21) 申请号 201510184585. 1

(22) 申请日 2015. 04. 20

(71) 申请人 四川理工学院

地址 643000 四川省自贡市汇兴路学苑街
180 号

(72) 发明人 陈丹

(74) 专利代理机构 成都九鼎天元知识产权代理
有限公司 51214

代理人 项霞

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205(2006. 01)

A61B 5/1455(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

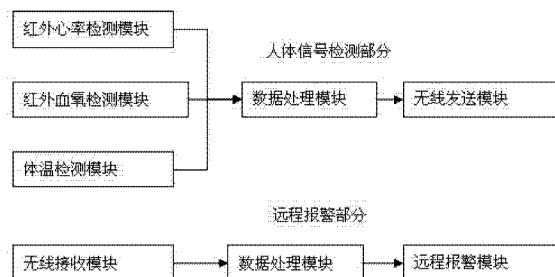
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

一种便携式人体生理信号监控报警系统

(57) 摘要

本发明包括人体信号监测部分、远程报警模块部分,软件部分。本发明将人体信号检测部分与远程报警部分的功能进行了分离,人体信号检测部分的电路能够设计得很微小,可以安置在人体的一些检测部位,而又不影响人的活动;远程报警部分则可以进行模块封装,然后放置于人的衣服口袋等地方,方便携带。



1. 一种便携式人体生理信号监控报警系统,其特征在于,包括人体信号监测部分、远程报警模块部分,软件部分;

所述人体信号监测部分包括红外血氧浓度监测模块、红外心率监测模块、体温监测模块、数据处理模块、无线发送模块;其中,红外心率监测模块、红外血氧监测模块、体温监测模块分别与数据处理模块输入端连接,无线发送模块与数据处理模块输出端连接;

远程报警部分包括显示模块、顺次连接的无线接收模块、数据处理模块、远程报警模块;

软件部分分为前端数据测量部分和后端数据处理部分,前端数据测量部分实现对三路人体信号的测量,并将数据信号通过无线发送模块进行发送;后端数据处理部分用于接收前端数据测量部分传来的数据信号、显示相关数据、控制远程报警模块工作;

所述红外血氧浓度监测模块包含被控制交替导通的红外光灯和红外灯,该模块对人体对红外光、红光的吸光情况分别进行检测,并将检测结果发送给人体信号监测部分的数据处理模块,得到被测人体红外光、红光的吸光系数,进而通过相关算法计算得到血氧浓度值;

所述红外心率监测模块包括被控制导通的红外灯,该模块检测在脉搏峰值和谷值时的不同心率数据信号,并将心率数据信号转化为电压差信号发送给人体信号监测部分的数据处理模块,进而得到心率;

所述体温监测模块包含测温芯片,该模块用于测量人体体温,并将测得的数据发送给人体信号监测部分的数据处理模块;

远程报警部分用于接收并显示人体信号监测部分发出的数据信息,并通过该部分的数据处理单元对数据信息进行判断,如果判断出的数据信息异常,则通过远程报警模块进行报警。

2. 如权利要求 1 所述的一种便携式人体生理信号监控报警系统,其特征在于,所述红外血氧浓度监测模块、红外心率监测模块包括 H 桥电路、光源、线性测光电路、一级低通滤波器电路、二级放大比较电路,所述两个模块与数据处理模块的连接方式为:光源包括红外光灯和一个红外灯,所述两个灯首尾相反连接在 H 桥电路的两个控制臂之间;数据处理模块输出端、H 桥电路、线性测光电路、数据处理模块输入端顺次连接,同时线性测光电路的输出端还分出一引线顺次连接一级低通滤波器电路、二级放大比较电路、数据处理模块输入端;

其中,数据处理模块输出端发送控制信号控制 H 桥电路交替导通红外光灯和红外灯,而线性测光电路的输出信号具有线性的血氧浓度信号和低频的心率信号,线性的血氧饱和度信号直接传输至数据处理模块,而低频的脉搏信号经过一级低通滤波器电路及二级放大比较电路后再传输至数据处理模块。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的一种便携式人体生理信号监控报警系统,其特征在于,所述人体信号监测部分计算血氧浓度的公式为:

$$SaO_2 = \frac{\beta - \beta \frac{\Delta A_1}{\Delta A_2}}{(\beta - \alpha_1) + (\alpha_2 - \beta) \frac{\Delta A_1}{\Delta A_2}}$$

式中： α_1 、 β_1 是对应于红光的 HbO_2 、 Hb 的吸光系数； α_2 、 β_2 是对应于红外光的 HbO_2 、 Hb 的吸光系数； ΔA_1 和 ΔA_2 分别为线性测光电路测得的人体对红光、红外光的吸光度变化量。

4. 如权利要求 2 所述的一种便携式人体生理信号监控报警系统，其特征在于，线性测光电路包括一个放大器及光敏接收管，所述光敏接收管连接在放大器的正向和负向输入端之间，用于将红外光信号和光信号转换为电信号。

5. 如权利要求 2 所述的一种便携式人体生理信号监控报警系统，其特征在于，低通滤波放大器滤出高于 5HZ 以上的信号波形，放大倍数为 1.5 倍。

6. 如权利要求 2 所述的一种便携式人体生理信号监控报警系统，其特征在于，二级放大比较电路包括放大部分和比较输出部分，比较输出部分的功能为实现将得到的波形进行整形的作用。

7. 如权利要求 1 所述的一种便携式人体生理信号监控报警系统，其特征在于，前端监测部分的运行过程包括如下步骤：

步骤 1：配置无线发送模块；

步骤 2：控制硬件部分测量三路人体信号，测量时间为 30 秒钟；

步骤 3：通过无线发送模块发送检测到的数据；

步骤 4：检测数据是否正常，如正常则进行步骤 5，否则 30 秒后进行步骤 2，测量时间延长为 1 分钟；

步骤 5：人体检测部分进入低功耗状态，一段时间后进行步骤 2。

8. 如权利要求 7 所述的一种便携式人体生理信号监控报警系统，其特征在于，步骤五具体为：人体检测部分进入低功耗状态，3 分钟后进行步骤 2。

9. 如权利要求 1 或 8 所述的一种便携式人体生理信号监控报警系统，其特征在于，后端数据处理部分的运行程序包括如下步骤：

步骤 1：配置无线接收模块、显示模块；

步骤 2：接收前端数据测量部分的数据并处理，如有异常则报警；

步骤 3：显示模块显示相关数据；

步骤 4：使能远程报警模块实现接打电话和发送短信；

步骤 5：进入低功耗状态；

步骤 6：检测远程报警部分是否有信号产生，如有的话则进行步骤 2，否则进行步骤 5。

10. 如权利要求 9 所述的一种便携式人体生理信号监控报警系统，其特征在于，步骤 6 中远程报警部分有信号产生的情况包括显示模块被触摸、远程报警模块接收到外电话拨入、无线接收模块接收到前端测量部分的数据。

一种便携式人体生理信号监控报警系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备领域,尤其涉及一种便携式人体生理信号监控报警系统。

背景技术

[0002] 随着现代科技的迅猛发展,现代医疗技术、现代通信技术和电子测量技术的发展也相当的快,如现代医学研究发现,在老龄化疾病中的脑卒中、冠心病等在发病前很长的一段时间内,人体的部分电信号有很微妙且明显的变化,而现代电子测量技术又能很准确的将这些信号检测出来,同时现代的无线通信技术能很准确及时的将这些有用信号;发送到特定的地方。因此,如果使用一定的技术手段,及时发现老年人身体的异常,并尽早通过通信方式告知亲人的现实需求是能够实现的。

[0003] 如果老年人的身体出现异常,主要表现在于心率、血氧浓度和体温等(如心脏病突发前的一段时间,会有心率异常的现象;脑卒中前的一段时间,血氧浓度会降低)方面的异常,因此能及时的检测出这两种人体信号的异常,有非常现实的意义;同时在检测出这两种信号以后向外界发送出这些信息,让相关人员了解这些信息以便及时做出相应的准备和措施也是非常必要的。另外对于检测人体信号的设备必须要求对人体是无害、无创和便于携带的,这样的系统才是有市场的。

发明内容

[0004] 为解决上述问题,本发明提供了一种便携式人体生理信号监控报警系统,包括人体信号监测部分、远程报警模块部分,软件部分;

所述人体信号监测部分包括红外血氧浓度监测模块、红外心率监测模块、体温监测模块、数据处理模块、无线发送模块;其中,红外心率监测模块、红外血氧监测模块、体温监测模块分别与数据处理模块输入端连接,无线发送模块与数据处理模块输出端连接;

远程报警部分包括显示模块、顺次连接的无线接收模块、数据处理模块、远程报警模块;

软件部分分为前端数据测量部分和后端数据处理部分,前端数据测量部分实现对三路人体信号的测量,并将数据信号通过无线发送模块进行发送;后端数据处理部分用于接收前端数据测量部分传来的数据信号、显示相关数据、控制远程报警模块工作;

所述红外血氧浓度监测模块包含被控制交替导通的红外光灯和红光灯,该模块对人体对红外光、红光的吸光情况分别进行检测,并将检测结果发送给人体信号监测部分的数据处理模块,得到被测人体红外光、红光的吸光系数,进而通过相关算法计算得到血氧浓度值;

所述红外心率监测模块包括被控制导通的红外灯,该模块检测在脉搏峰值和谷值时的不同心率数据信号,并将心率数据信号转化为电压差信号发送给人体信号监测部分的数据处理模块,进而得到心率;

所述体温监测模块包含测温芯片,该模块用于测量人体体温,并将测得的数据发送给

人体信号监测部分的数据处理模块；

远程报警部分用于接收并显示人体信号监测部分发出的数据信息，并通过该部分的数据处理单元对数据信息进行判断，如果判断出的数据信息异常，则通过远程报警模块进行报警。

[0005] 进一步的，所述红外血氧浓度监测模块、红外心率监测模块包括 H 桥电路、光源、线性测光电路、一级低通滤波器电路、二级放大比较电路，所述两个模块与数据处理模块的连接方式为：光源包括红外光灯和一个红光灯，所述两个灯首尾相反连接在 H 桥电路的两个控制臂之间；数据处理模块输出端、H 桥电路、线性测光电路、数据处理模块输入端顺次连接，同时线性测光电路的输出端还分出一引线顺次连接一级低通滤波器电路、二级放大比较电路、数据处理模块输入端；

其中，数据处理模块输出端发送控制信号控制 H 桥电路交替导通红外光灯和红外灯，而线性测光电路的输出信号具有线性的血氧浓度信号和低频的心率信号，线性的血氧饱和度信号直接传输至数据处理模块，而低频的脉搏信号经过一级低通滤波器电路及二级放大比较电路后再传输至数据处理模块。

[0006] 进一步的，所述人体信号监测部分计算血氧浓度的公式为：

$$SaO_2 = \frac{\beta_1 - \beta_2 \frac{\Delta A_1}{\Delta A_2}}{(\beta_1 - \alpha_1) + (\alpha_2 - \beta_2) \frac{\Delta A_1}{\Delta A_2}}$$

式中： α_1 、 β_1 是对应于红光的 HbO_2 、 Hb 的吸光系数； α_2 、 β_2 是对应于红外光的 HbO_2 、 Hb 的吸光系数； ΔA_1 和 ΔA_2 分别为线性测光电路测得的人体对红光、红外光的吸光度变化量。

[0007] 进一步的，线性测光电路包括一个放大器及光敏接收管，所述光敏接收管连接在放大器的正向和负向输入端之间，用于将红外光信号和光信号转换为电信号。

[0008] 进一步的，低通滤波放大器滤出高于 5HZ 以上的信号波型，放大倍数为 1.5 倍。

[0009] 进一步的，二级放大比较电路包括放大部分和比较输出部分，比较输出部分的功能为实现将得到的波型进行整形的作用。

[0010] 进一步的，前端监测部分的运行过程包括如下步骤：

步骤 1：配置无线发送模块；

步骤 2：控制硬件部分测量三路人体信号，测量时间为 30 秒钟；

步骤 3：通过无线发送模块发送检测到的数据；

步骤 4：检测数据是否正常，如正常则进行步骤 5，否则 30 秒后进行步骤 2，测量时间延长为 1 分钟；

步骤 5：人体检测部分进入低功耗状态，一段时间后进行步骤 2。

[0011] 进一步的，步骤五具体为：人体检测部分进入低功耗状态，3 分钟后进行步骤 2。

[0012] 进一步的，后端数据处理部分如图 10 所示，包括如下步骤：

步骤 1：配置无线接收模块、显示模块；

步骤 2：接收前端数据测量部分的数据并处理，如有异常则报警；

步骤 3 :显示模块显示相关数据 ;

步骤 4 :使能远程报警模块实现接打电话和发送短信 ;

步骤 5 :进入低功耗状态 ;

步骤 6 :检测远程报警部分是否有信号产生,如有的话则进行步骤 2, 否则进行步骤 5。

[0013] 进一步的,步骤 6 中远程报警部分有信号产生的情况包括显示模块被触摸、远程报警模块接收到外电话拨入、无线接收模块接收到前端测量部分的数据。

[0014] 本发明的有益效果为:

本发明将人体信号检测部分与远程报警部分的功能进行了分离,人体信号检测部分的电路能够设计得很微小,可以安置在人体的一些检测部位,而又不影响人的活动;远程报警部分则可以进行模块封装,然后放置于人的衣服口袋等地方,方便携带。

附图说明

[0015] 图 1 为本发明整体框图。

[0016] 图 2 为 H 桥驱动电路图。

[0017] 图 3 为线性测光电路图。

[0018] 图 4 低通滤波电路图。

[0019] 图 5 为二级放大比较电路图。

[0020] 图 6 为体温监测模块电路图。

[0021] 图 7 为无线模块接口电路。

图 8 为 TC35I 模块电路。

[0022] 图 9 前端数据测量部分程序流程图。

[0023] 图 10 后端数据处理部分程序流程图

具体实施方式

[0024] 本系统主要针对和人身体状态密切相关的三种生理信号:体温、脉搏、血氧饱和度进行检测。当信号出现异常时能够进行远程报警,故应具备以下功能:

- (1) 能检测出人体的心率信号;
- (2) 能检测出人体的血氧浓度信号;
- (3) 能检测出人体的体温信号;
- (4) 具有便携式实时、无创检测功能;
- (5) 有远程报警功能。

[0025] 本发明包括硬件部分和软件部分。所述硬件部分用于对人体生理信号,如血氧浓度、心率、体温进行检测,并对检测结果进行显示,在检测结果异常的情况下进行远程报警。

[0026] 所述软件部分用于控制硬件部分进行人体生理信号检测,并在检测结果异常时通过无线通讯进行报警。

[0027] 下面分别予以介绍。

[0028] 一. 硬件部分。

[0029] 包括人体信号监测部分及远程报警模块部分。所述人体信号监测部分包括红外血氧浓度监测模块、红外心率监测模块、体温监测模块、数据处理模块、无线发送模块。所述远

程报警部分包括无线接收模块、数据处理模块、远程报警模块。本发明采用 24L01 无线收发模块。当然,也可以采用其他无线收发模块。数据处理模块可为 MSP430 处理器。

[0030] 红外心率监测模块、红外血氧监测模块、体温监测模块与数据处理模块输入端连接,无线发送模块与数据处理模块输出端连接。

[0031] 下面分别予以介绍。

[0032] 1. 红外血氧监测模块及及红外心率监测模块

红外血氧监测模块通过采用无损检测,利用血液中的血细胞所含氧浓度不同时对可透过红光和红外光的吸光能力不同进行检测,然后使用相应的计算方法得到血氧浓度。

[0033] 随着心脏的收缩舒张,主动脉周期性的一张一缩,压力将从升高区域开始以波的形式向主动脉远端及其分支传播,形成脉搏波。在脉搏波的传播过程中,由于心血管状况的不同,脉搏波将被不同程度的反射和折射,可反映出心血管的外周阻力和血管壁弹性等生理信息。

[0034] 根据血流动力学原理,在血管变形不太大的情况下,一个周期内血管内血流压力随时间变化的波形将与血管半径随时间变化的波形相似。利用脉搏波为峰值时遮挡红外光能力强,脉搏波为谷值时透过红外光能力弱的原理,在利用放大器把这个微小的电压差信号放大后,便可以记录到搏动随时间变化的曲线,即为心率。

[0035] 血氧浓度测量原理介绍:

本发明通常是以人的手指尖部获取测量信息。人的手指是一个混合组织,红光和红外光透过手指,由皮肤、肌肉、骨骼、毛细血管、静脉血管和心脏舒张期的动脉血产生一个恒定的吸光系数 A 。由心脏搏动,动脉血充盈引起血管容积变化从而形成脉动量产生的是与此相应变化的吸收系数 ΔA 。当用两种特定波长的恒定光 λ_1, λ_2 照射手指时,运用 Lambert-Beer 定律,可推导出:

$$SaO_2 = \frac{\beta_1 - \beta_1 \frac{\Delta A_1}{\Delta A_2}}{(\alpha_1 + \beta_1) + (\alpha_2 - \beta_2) \frac{\Delta A_1}{\Delta A_2}} \quad (1)$$

式中: α_1 、 β_1 是对应于红光的 HbO_2 (氧合血红蛋白)、 Hb (还原血红蛋白) 的吸光系数; α_2 、 β_2 是对应于红外光的 HbO_2 (氧合血红蛋白)、 Hb (还原血红蛋白) 的吸光系数; ΔA_1 和 ΔA_2 分别为线性测光电路测得的人体对红光、红外光的吸光度变化量。

[0036] 对一定波长的光和一定的透射物而言,吸光系数是个确定的量,即 α_1 、 β_1 、 α_2 、 β_2 是个常量。适当选择可使得上式中的 SaO_2 和 $\frac{\Delta A_1}{\Delta A_2}$ 之间呈近似线性关系,表示为:

$$SaO_2 = a + b \frac{\Delta A_1}{\Delta A_2} = a + bQ \quad (2)$$

式中 Q 为 2 种波长 (HbO_2 、 Hb) 的吸光度变化之比, SaO_2 代表血氧浓度; a 、 b 为为仪器常数,与传感器结构、测量条件有关。下面结合本模块的硬件结构组成介绍 ΔA_1 和 ΔA_2 的测量原理。

[0037] 红外血氧监测模块及红外心率监测模块的组成。

[0038] 红外血氧监测模块及红外心率监测模块包括 H 桥电路、光源、线性测光电路、一级低通滤波器电路、二级放大比较电路,其与数据处理模块的连接方式为:

如图 2 所示,光源包括红外光灯和一个红光灯,所述两个灯首尾相反连接在 H 桥电路的两个控制臂之间;数据处理模块输出端、H 桥电路、线性测光电路、数据处理模块输入端顺次连接,同时线性测光电路的输出端还分出一引线顺次连接一级低通滤波器电路、二级放大比较电路、数据处理模块输入端。其原理是:线性测光电路的输出信号具有线性的血氧浓度信号和微弱的低频的心率信号。线性的血氧浓度信号直接送入数据处理模块进行处理,而微弱的低频的脉搏信号需要经过一级低通滤波器电路及二级放大比较电路进行处理后再送入数据处理模块。

[0039] 所述数据处理模块用于发送控制信号控制 H 桥电路交替导通红外光灯和红外灯,并对线性测光电路输出的血氧浓度信号及二级放大比较电路输出的心率信号进行 A/D 转换;

H 桥电路用于驱动光源的两个灯交替导通。

[0040] 如图 3 所示,线性测光电路包括光敏接收管,所述光敏接收管用于将光信号变化转换为电信号,所述线性测光电路对光信号进行线性变化测量,得到脉搏信号及血氧浓度信号。优选的,采用差分方式测量光信号的线性变化。

[0041] 线性测光电路为电流输入型差动放大电路,包括一个放大器及光敏接收管,所述光敏接收管连接在放大器的正向和负向输入端之间。使用放大电路的普通分析方法可知:其中 VF 一部分为电流输入电路,该部分电路的原理为基于负反馈的电流输入放大器,在本系统中使用此方法是由于光敏接收管提供的可变信号为电流型信号,运用这种连接方式可以通过负反馈的作用把输入阻抗降到比较低的值,从而实现高灵敏度、低噪声的电流输入前置放大。而从该电路的整体来看,其构成为一差动放大器,这样的电路连接能够避免在检测时引入共态噪声的影响。

[0042] 所述低通滤波电路及二级放大比较电路用于处理线性测光电路输出信号中脉搏信号,其原理图分别如图 4、5 所示。其原理为:由于在线性测光电路所测量的线性的血氧饱和度信号中含有低频的脉搏信号(按人体脉搏在运动后最高跳动次数达 240 次/分来计算,即最高为 4Hz 每秒),因此需要对该脉搏信号进行单独处理,由于脉搏信号频率较低,故不需要增加另外的测量电路,只需要在图 3 的线性测光电路输出端 SIGOUT1 处分一引线出来增加顺次连接的低通过滤波器、两级放大比较电路,便能得到稳定的脉搏信号,低通滤波电路电路结构图如下图 6 和两级放大比较电路如图 7 所示。

[0043] 低通滤波放大器滤出高于 5Hz 以上的信号波型。因为该级信号中有直流信号和脉搏信号,如果放大倍数大的话,脉搏信号会被直流信号淹没,所以该部分电路的放大倍数为 1.5 倍。

[0044] 二级放大比较电路用于放大部分和比较输出部分,比较输出部分的功能为实现将得到的波型进行整形的作用。

[0045] 红外血氧监测模块及红外心率监测模块的工作过程为:在硬件电路上由 H 桥电路控制红外光灯和红光灯交替发光,得到人体对红外光、红光的吸光度变化量信号,经过线性测光电路将这两个信号放大到适合数据处理模块使用的电压值,然后使用 AD 转换,将这

两个值送入数据处理模块中；在数据处理模块中，使用公式 2 便得到了血氧浓度值。而线性测光电路输出信号中具有微弱脉搏信号则经过一级低能滤波放大器和二级放大比较电路进行处理后再送入数据处理模块。

[0046] 2. 体温监测模块

本模块包含一个测温芯片，所述测温芯片为 AD7314 芯片，该芯片封装体积非常小，便于集成和携带。其电路连接如图 6。

[0047] 图中为 AD7314 的引脚结构图，CE_7314 为 7314 芯片的片选功能接口，SCLK_7314 为芯片的时钟输入接口，GND_7314、VDD_7314 为芯片的电源接口，ID_7314、SDI_7314、SDO_7314 为芯片的数据输入输出接口，这几个引脚与数据处理模块相连接。

[0048] 3. 无线发送模块

采用 24L01 无线发送模块。

[0049] 4. 远程报警模块部分

远程报警模块部分包括顺次连接的无线接收模块、数据处理模块、远程报警模块。数据处理模块可采用 MSP430 数据处理模块、远程报警包括可采用 TC35I 模块。

[0050] 其工作过程为：人体信号检测部分的三个检测传感器实时对人体的三种信号进行检测，检测到的信号被数据处理模块接收并进行处理，得到相应的数据信号后，将这些数据信号通过无线发送模块发送出去，当远程报警模块部分中的数据处理模块收到从无线接收模块处收到的数据信号后，将对数据进行判断，如果判断出的数据信号为异常信号，则触发报警功能，控制远程报警模块工作，进行短信或电话报警。

[0051] 24L01 无线收发模块使用 SPI 同步串行通信方式，使用免费的 2.4GHZ 公共无线频率，而且该模块已经属于成品化模块，相应的操作控制技术已经非常成熟。其接口电路如图 7：图中 GND 与 REG1 为电源接口，SCK、GI01、GI02、SCS 这四个引脚为与数据处理模块的数据接口引脚，这几个引脚与数据处理模块相连接，并与数据处理模块进行数据交换。由于该模块具有数据的发送与接收功能，该部分电路可以应用到数据的发送与接收电路中。

[0052] 因为本系统需要进行远程报警，而远程报警性能最好、距离最远的报警方式就是使用 GSM 网络的移动通信技术来报警。使用这种方式不仅可以传送相应的报警信号，还能进行文字和语言信息交换。在本系统中使用的远程报警模块是使用技术比较成熟的 TC35I GSM 模块。其电路连接图 8 所示：

图 8 中模块便为 TC35I 远程报警模块的电路结构图，图中 1KUF 的电容器作用是储能，为模块工作时提供大的电流；电容 C2 和电容 C3 为去耦电容，作用是去除电源波动的影响，电阻 R3 和 NPN 三极管 Q1 及 LED 组成的灯光电路起指示作用，即当 TC35I 正常工作和连网后的指示作用。

[0053] 二. 软件部分。

[0054] 软件部分分为前端数据测量部分和后端数据处理部分，前端数据测量部分实现对三路人体信号的测量，并将数据信号通过无线发送模块进行发送；后端数据处理部分用于接收前端数据测量部分传来的数据信号、显示相关数据、控制远程报警模块工作。其中远程报警模块选用 TC35I 远程报警模块，除了能发送短信外，还有打接电话的功能。下面分别详细介绍。

[0055] 前端监测部分流程图如图 9 所示，包括如下步骤：

步骤 1:配置无线发送模块;

步骤 2:控制硬件部分测量三路人体信号,测量时间为 30 秒钟;

步骤 3:通过无线发送模块发送检测到的数据;

步骤 4:检测数据是否正常,如正常则进行步骤 5,否则 30 秒后进行步骤 2,测量时间延长为 1 分钟;

步骤 5:人体检测部分进入低功耗状态,3 分钟后进行步骤 2。

[0056] 前端监测部分要实现的功能包括对无线模块的控制和对三路人体信号的测量等,同时由于该模块放置于人体的手指部分,故要求其小巧、轻便。同时正常人体能承受的缺氧时间为 5 分钟左右,如果人体缺氧超过 10 分钟,大脑将会受到不可逆的损害,因此将重复检测的时间划定为 3 分钟检测一次,每次检测 30 秒钟,比较合适,其目的在于能降低前端系统的功耗,节约使用成本。如果当在某一次检测时检测到了异常情况,如血氧浓度下降比较大、脉搏减小到一定程度时,将进入紧急模式,将检测的周期变为每 30 秒检测一次,每次检测的时间增加为 1 分钟,其目的在于排除在某次检测中的不准确数据、同时也能减少一些不必要的功耗。

[0057] 后端数据处理部分如图 10 所示,包括如下步骤:

步骤 1:配置无线接收模块、显示模块;

步骤 2:接收前端数据测量部分的数据并处理,如有异常则报警;

步骤 3:显示模块显示相关数据;

步骤 4:使能远程报警模块实现接打电话和 / 或发送短信;

步骤 5:进入低功耗状态;

步骤 6:检测远程报警部分是否有信号产生,如有的话则进行步骤 2,否则进行步骤 5。

[0058] 后端数据处理部分功能包括接收前端监测部分传来的数据、通过彩屏显示相关数据、控制 TC35I 远程报警模块。其中 TC35I 远程报警模块除了能发送短信外,还有打接电话的功能。为了尽可能大的扩展该系统的实用性与广泛使用性,所以必须要将 TC35I 的打接电话功能实现。同时为了降低功耗,增长电池的使用寿命,要将该部分模块的功能设置为低功耗模式,当显示模块(由人触摸显示屏或者按键)、远程报警模块(有外电话拨入)、无线接收模块(接收到从前端测量部分的相关数据)等几部分产生的信号将 MCU 从低功耗中唤醒并执行相关的功能。

[0059] 本发明的有益效果为:

本发明将人体信号检测部分与远程报警部分的功能进行了分离,人体信号检测部分的电路能够设计得很微小,可以安置在人体的一些检测部位,而又不影响人的活动;远程报警部分则可以进行模块封装,然后放置于人的衣服口袋等地方,方便携带。

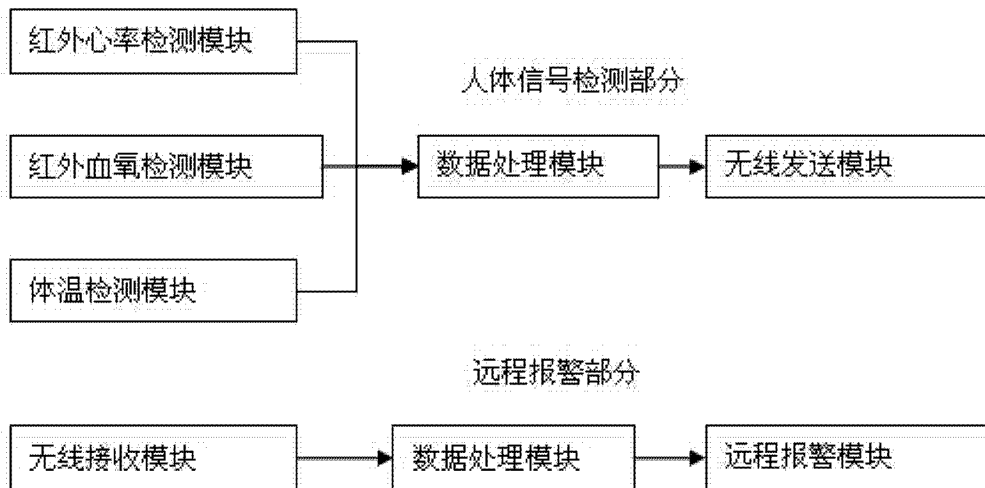


图 1

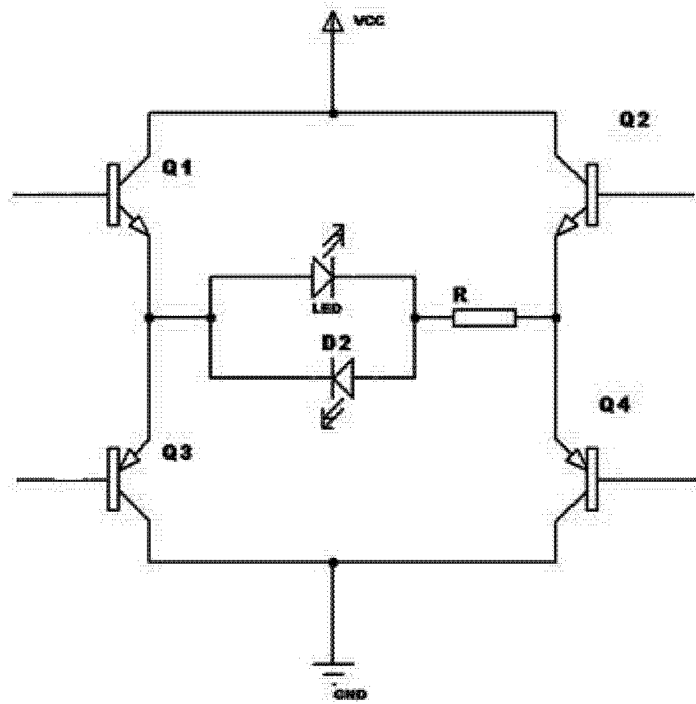


图 2

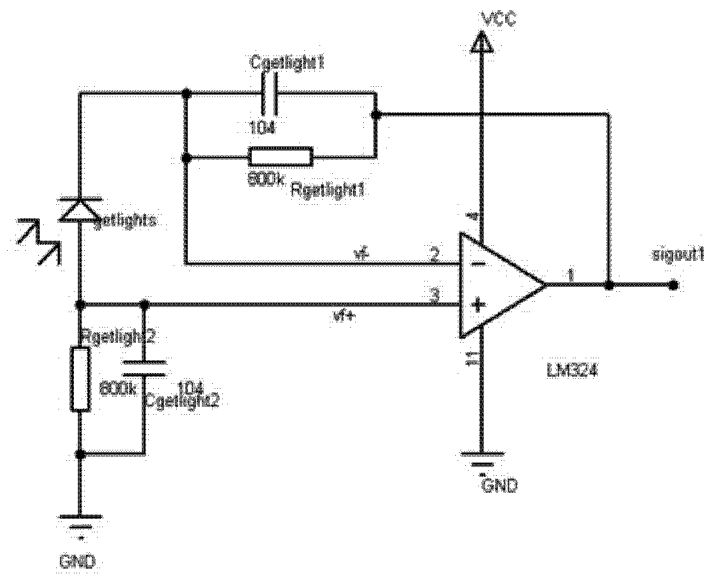


图 3

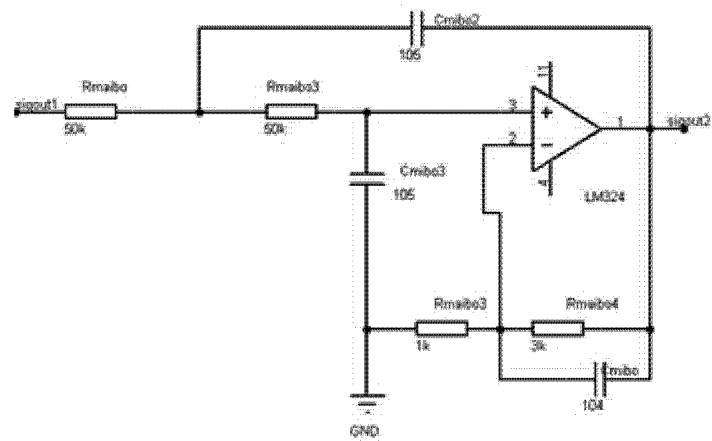


图 4

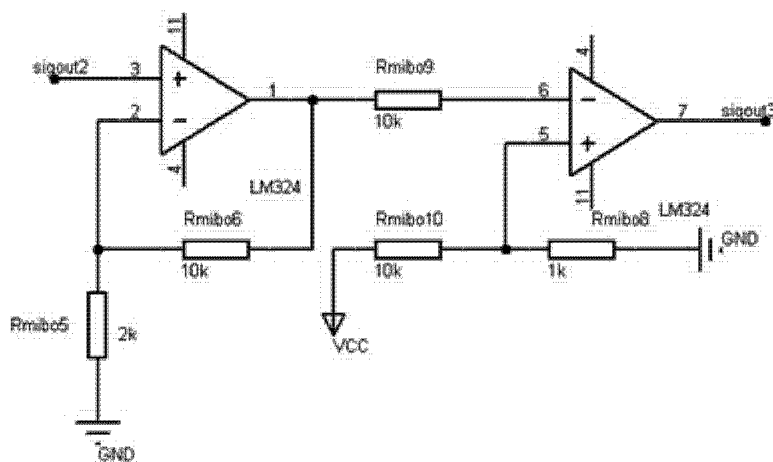


图 5

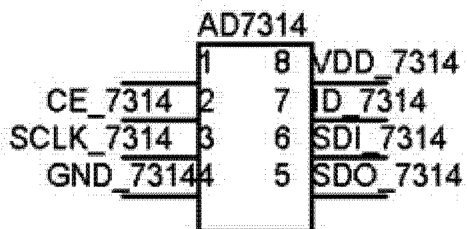


图 6

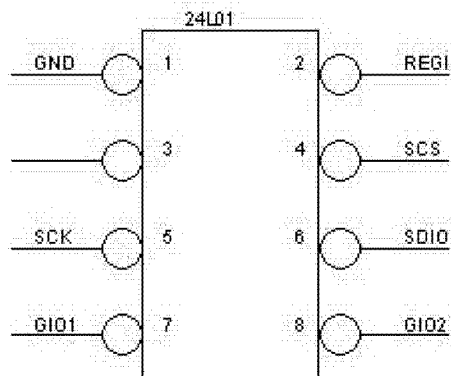


图 7

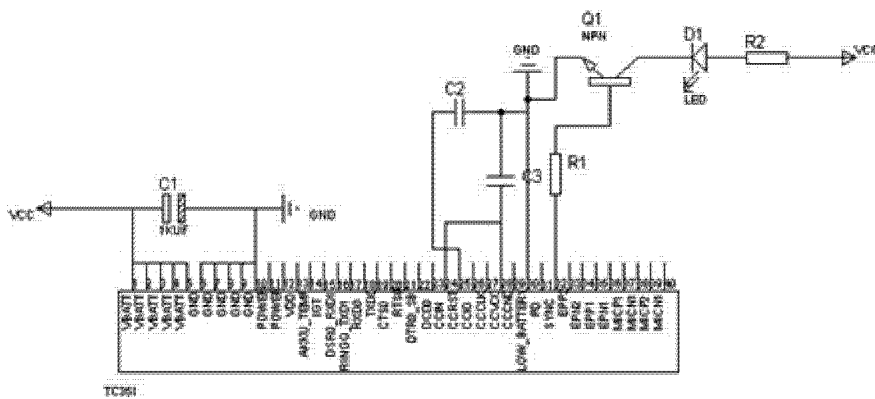


图 8

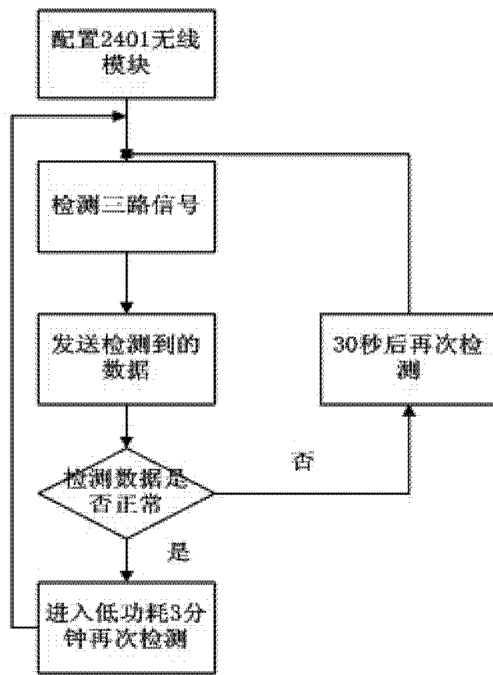


图 9

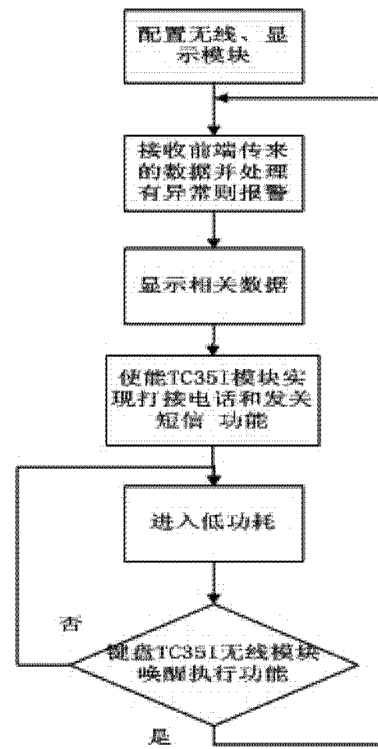


图 10

专利名称(译)	一种便携式人体生理信号监控报警系统		
公开(公告)号	CN104739394A	公开(公告)日	2015-07-01
申请号	CN201510184585.1	申请日	2015-04-20
[标]申请(专利权)人(译)	四川理工学院		
申请(专利权)人(译)	四川理工学院		
当前申请(专利权)人(译)	四川理工学院		
[标]发明人	陈丹		
发明人	陈丹		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0059 A61B5/01 A61B5/02055 A61B5/1455 A61B5/6826		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明包括人体信号监测部分、远程报警模块部分，软件部分。本发明将人体信号检测部分与远程报警部分的功能进行了分离，人体信号检测部分的电路能够设计得很微小，可以安置在人体的一些检测部位，而又不影响人的活动；远程报警部分则可以进行模块封装，然后放置于人的衣服口袋等地方，方便携带。

