



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106725433 A

(43)申请公布日 2017. 05. 31

(21)申请号 201611255055.2

(22)申请日 2016.12.30

(71)申请人 包磊

地址 518000 广东省深圳市南山区文心三路9号SCC中洲控股中心B座6A-F

(72)发明人 包磊

(74)专利代理机构 深圳中一专利商标事务所
44237

代理人 陈宇

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

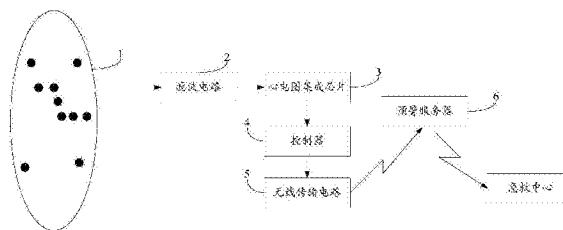
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

一种心电监测方法及系统

(57)摘要

一种心电监测系统包括心电电极、滤波电路、心电图集成芯片、控制器、电源、无线传输电路、预警服务器,所述心电电极设置于穿戴式心电衣上,所述心电电极将采集的心电监测模拟信号经过滤波电路的滤波处理后,发送至心电图集成芯片,所述心电图集成芯片将转换后的心电监测数字信号发送至控制器,所述控制器将压缩编码后的心电监测数字信号以及用户标识,经由无线传输电路发送至预警服务器,预警服务将所述心电监测数字信号以及所述用户标识的历史数据进行比较后的比较结果,并将所述比较结果发送至急救中心。本系统可第一时间发现异常并由急救中心对用户进行救助,有利于提高用户被救助的及时性。



1. 一种心电监测系统,其特征在于,所述系统包括心电电极、滤波电路、心电图集成芯片、控制器、电源、无线传输电路、预警服务器,所述心电电极设置于穿戴式心电衣上,所述心电电极将采集的心电监测模拟信号经过滤波电路的滤波处理后,发送至心电图集成芯片,所述心电图集成芯片将转换后的心电监测数字信号发送至控制器,所述控制器将压缩编码后的心电监测数字信号以及用户标识,经由无线传输电路发送至预警服务器,预警服务器将所述心电监测数字信号以及所述用户标识的历史数据进行比较后的比较结果,并将所述比较结果发送至急救中心。

2. 根据权利要求1所述心电监测系统,其特征在于,所述心电电极为设置于心电衣上的织物电极,所述织物电极通过导电的纺织线所述滤波电路相连。

3. 根据权利要求1或2所述心电监测系统,其特征在于,所述电源包括电池和电压转换电路,所述电压转换电路的输入端与所述电池相连,所述电压转换电路的第一输出端与所述心电图集成芯片的供电引脚相连,且所述第一输出端的电压与所述心电图集成芯片的低电压供电值匹配,所述电压转换电路的第二输出端与所述控制器相连。

4. 根据权利要求1或2所述心电监测系统,其特征在于,所述心电图集成芯片的信号输入引脚与所述心电电极通过磁铁弹簧针插件和插座相连。

5. 根据权利要求1或2所述心电监测系统,其特征在于,所述无线传输电路为基于蓝牙4.0的蓝牙通信电路。

6. 根据权利要求1或2所述心电监测系统,其特征在于,所述心电监测系统还包括定时电路,所述定时电路与所述心电图集成芯片的休眠控制引脚、和/或所述控制器的休眠控制引脚、和/或所述无线传输电路的休眠控制引脚相连。

7. 一种包括权利要求1-6任一项所述心电监测系统的心电监测方法,其特征在于,所述方法包括:

通过心电电极采集用户的心电监测模拟信号;

对所述心电监测模拟信号进行滤波,由心电图集成芯片将所述心电监测模拟信号转换为心电监测数字信号;

由控制器将用户标识以及所述心电监测数字信号进行压缩编码后发送至预警服务器;

预警服务器根据用户标识获取用户的历史数据,将所述用户的历史数据和当前获取的心电监测数字信号比较,并将所述比较结果发送至预警中心。

8. 根据权利要求7所述方法,其特征在于,所述对所述心电监测模拟信号进行滤波步骤包括以下一种或者两种:

通过双重双边滤波技术和两次迭代技术来消除潜在的工频噪声和振铃噪声;

通过两种并行降噪消除和肌电及电极噪声干扰。

9. 根据权利要求8所述方法,其特征在于,所述通过双重双边滤波技术和两次迭代技术来消除潜在的工频噪声和振铃噪声步骤包括:

将镜像延拓信号输入第一滤波器后,执行正向滤波,得到第一正向滤波信号;

对所述第一正向滤波信号执行反向滤波,得到第一反向滤波信号;

将所述第一反向滤波信号迭代输入所述第一滤波器,执行所述正向滤波,获取第二正向滤波信号;

对所述第二正向滤波信号执行所述反向滤波,得到所述不包含工频噪声的第一滤波信

号;

其中,所述第一滤波器根据采样率、陷波频率以及第一阻带宽度,以及原始滤波器中的各个参数,计算得到所述第一滤波器。

10.根据权利要求8所述方法,其特征在于,所述通过两种并行降噪消除和肌电及电极噪声干扰步骤包括:

并行一:通过经验模态分解法分解含有噪声的本征模函数IMF,将所述本征模函数包含的信号序列按照预设的长度进行窗口分割,得到窗口的最大阈值和最小阈值,根据所述最大阈值和最小阈值进行滤波;

并行二:提取并滤除心电信号中的基线漂移,使用小波方法和陷波器分别滤除肌电干扰和工频干扰,将上述三种滤波后的信号相加作为自适应滤波器的参考信号,与含噪心电信号进行自适应滤波,生成输出信号。

一种心电监测方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于心电监测领域,尤其涉及一种心电监测方法及系统。

背景技术

[0002] 在过去的二十多年间,数字化革新出现了前所未有的巨大进步,不仅日益影响我们的日常生活,同时也快速渗透到医疗卫生保健领域。在二十世纪九十年代,全科诊疗朝着电子医疗档案的方向不断发展,数字技术在卫生保健领域的应用也在快速扩张。数字化健康技术具有改变当前医疗卫生保健模式的巨大潜力。然而,许多新技术却最终停留在“最后一公里”,并未达到事先的预想。面对面的健康咨询及诊疗依然是全科诊疗的主流模式,但是实时的、可穿戴式的、无扰的以及多模态的监控系统及相应的解决方案已经开始逐步应用到全科诊疗中以提高诊疗效率。

[0003] 心电图是临床常用的检查,不仅直观反映心脏健康,还能体现的情绪等变化。但是传统的心电设备由于检查方式,不能方便的进行长期监测,很难在早期发现心电异常。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种心电监测方法和系统,以解决现有技术的心电设备不方便长期监测,很难早期发现心电异常的问题。

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种心电监测系统,所述系统包括心电电极、滤波电路、心电图集成芯片、控制器、电源、无线传输电路、预警服务器,所述心电电极设置于穿戴式心电衣上,所述心电电极将采集的心电监测模拟信号经过滤波电路的滤波处理后,发送至心电图集成芯片,所述心电图集成芯片将转换后的心电监测数字信号发送至控制器,所述控制器将压缩编码后的心电监测数字信号以及用户标识,经由无线传输电路发送至预警服务器,预警服务将所述心电监测数字信号以及所述用户标识的历史数据进行比较后的比较结果,并将所述比较结果发送至急救中心。

[0006] 结合第一方面,在第一方面的第一种可能实现方式中,所述心电电极为设置于心电衣上的织物电极,所述织物电极通过导电的纺织线所述滤波电路相连。

[0007] 结合第一方面,或第一方面的第一种可能实现方式,在第一方面的第二种可能实现方式中,所述电源包括电池和电压转换电路,所述电压转换电路的输入端与所述电池相连,所述电压转换电路的第一输出端与所述心电图集成芯片的供电引脚相连,且所述第一输出端的电压与所述心电图集成芯片的低电压供电值匹配,所述电压转换电路的第二输出端与所述控制器相连。

[0008] 结合第一方面,或第一方面的第一种可能实现方式,在第一方面的第三种可能实现方式中,所述心电图集成芯片的信号输入引脚与所述心电电极通过磁铁弹簧针插件和插座相连。

[0009] 结合第一方面,或第一方面的第一种可能实现方式,在第一方面的第四种可能实现方式中,所述无线传输电路为基于蓝牙4.0的蓝牙通信电路。

[0010] 结合第一方面,或第一方面的第一种可能实现方式,在第一方面的第五种可能实现方式中,所述心电监测系统还包括定时电路,所述定时电路与所述心电图集成芯片的休眠控制引脚、和/或所述控制器的休眠控制引脚、和/或所述无线传输电路的休眠控制引脚相连。

[0011] 第二方面,本发明实施例提供了一种包括上述任一项所述心电监测系统的心电监测方法,所述方法包括:

[0012] 通过心电电极采集用户的心电监测模拟信号;

[0013] 对所述心电监测模拟信号进行滤波,由心电图集成芯片将所述心电监测模拟信号转换为心电监测数字信号;

[0014] 由控制器将用户标识以及所述心电监测数字信号进行压缩编码后发送至预警服务器;

[0015] 预警服务器根据用户标识获取用户的历史数据,将所述用户的历史数据和当前获取的心电监测数字信号比较,并将所述比较结果发送至预警中心。

[0016] 结合第二方面,在第二方面的第一种可能实现方式中,所述对所述心电监测模拟信号进行滤波步骤包括以下一种或者两种:

[0017] 通过双重双边滤波技术和两次迭代技术来消除潜在的工频噪声和振铃噪声;

[0018] 通过两种并行降噪消除和肌电及电极噪声干扰。

[0019] 结合第二方面的第一种可能实现方式,在第二方面的第二种可能实现方式中,所述通过双重双边滤波技术和两次迭代技术来消除潜在的工频噪声和振铃噪声步骤包括:

[0020] 将镜像延拓信号输入第一滤波器后,执行正向滤波,得到第一正向滤波信号;

[0021] 对所述第一正向滤波信号执行反向滤波,得到第一反向滤波信号;

[0022] 将所述第一反向滤波信号迭代输入所述第一滤波器,执行所述正向滤波,获取第二正向滤波信号;

[0023] 对所述第二正向滤波信号执行所述反向滤波,得到所述不包含工频噪声的第一滤波信号;

[0024] 其中,所述第一滤波器根据采样率、陷波频率以及第一阻带宽度,以及原始滤波器中的各个参数,计算得到所述第一滤波器。

[0025] 结合第二方面的第一种可能实现方式,在第二方面的第三种可能实现方式中,所述通过两种并行降噪消除和肌电及电极噪声干扰步骤包括:

[0026] 并行一:通过经验模态分解法分解含有噪声的本征模函数IMF,将所述本征模函数包含的信号序列按照预设的长度进行窗口分割,得到窗口的最大阈值和最小阈值,根据所述最大阈值和最小阈值进行滤波;

[0027] 并行二:提取并滤除心电信号中的基线漂移,使用小波方法和陷波器分别滤除肌电干扰和工频干扰,将上述三种滤波后的信号相加作为自适应滤波器的参考信号,与含噪心电信号进行自适应滤波,生成输出信号。

[0028] 在本发明中,通过心电电极采集心电监测模拟信号,由滤波电路对所述心电监测模拟信号进行滤波,由心电图集成芯片将滤波后的信号转换为心电监测数字信号,由控制器对所述数字信号进行编码压缩后,连同用户标识发送至预警服务器,预警服务器通过比较当前的心电监测数字信号以及用户标识对应的历史数据,生成比较结果并发送至急救中

心,从而可以能够对用户进行实时有效的监测,当用户心电数据出现异常时,可以第一时间发现异常并由急救中心对用户进行救助,有利于提高用户被救助的及时性。

附图说明

[0029] 图1是本发明实施例提供的心电监测系统的结构示意图;

[0030] 图2是本发明实施例提供的心电监测方法的实现流程图;

[0031] 图3是本发明实施例提供的心电监测装置的结构示意图。

具体实施方式

[0032] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0033] 本发明实施例的主要目的在于提供一种心电监测系统和心电监测方法,以解决现有技术中的心电监测系统,不方便对用户进行长期有效的监测,从而不能在用户身体状态出现异常时,第一时间发现异常,从而不能够方便用户对病人采取及时有效的救助,不利于更好的保障人们的生命健康的问题。下面结合附图,对本发明作进一步的说明。

[0034] 图1是本发明实施例提供的心电监测系统的结构示意图,所述系统包括心电电极1、滤波电路2、心电图集成芯片3、控制器4、电源5、无线传输电路6、预警服务器7,所述心电电极1设置于穿戴式心电衣上,所述心电电极1将采集的心电监测模拟信号经过滤波电路2的滤波处理后,发送至心电图集成芯片3,所述心电图集成芯片3将转换后的心电监测数字信号发送至控制器4,所述控制器4将压缩编码后的心电监测数字信号以及用户标识,经由无线传输电路6发送至预警服务器7,预警服务将所述心电监测数字信号以及所述用户标识的历史数据进行比较后的比较结果,并将所述比较结果发送至急救中心。

[0035] 具体的,所述心电电极1,用于获取用户的心电信号。作为本发明优选的实施方式,所述心电电极1采用织物电极,设置在可穿戴的心电衣上。并且,所述织物电极1通过导电的纺织线连接至滤波电路。通过织物电极的方式配置在心电衣上,可以方便用户持久的穿戴,并且织物电极能够有效的对心电信号进行传导,使得获取的心电信号稳定可靠。

[0036] 所述滤波电路2,可以采用低通滤波电路和高通滤波电路相结合的方式进行处理,也可以包括预设有滤波算法的处理器对所述心电监测模拟信号进行滤波处理。所述滤波算法在后续方法部分有具体介绍。

[0037] 所述心电集成芯片3,也可称为ECG(英文全称为Electrocardiograph)芯片,用于对记录电极所采集的模拟信号进行增益放大、模数转换等。所述心电图集成芯片2包括但不限于ADS1294、ADS1296、ADS1298、ADS1294R、ADS1296R或ADS1298R。

[0038] 所述控制器4中设置或者安装有对信号进行分析处理的应用程序或者软件,可对采集的数据进行滤波、压缩、编码或者加密等操作。所述控制器可以采用超低功耗的高性能32位ARM Cortex-M4F处理器,该处理器具有浮点运算单元,能够快速进行心电数据的滤波与压缩等算法的计算,减少系统运行时间。在每次采样处理心电数据后,可以接收到定时电路的定时信号,控制器系统进入睡眠模式,在经过预定的一段时间后,通过定时器唤醒控制器系统进行下一次采样。并且,本发明还可以根据不同的应用场景,将处理器中未用到的外

设与IO口对应的供电引脚电路断开或者关闭,进一步降低功耗。本发明所述电路结构,可以使处理器的功耗降到3mW以下。

[0039] 所述电源5可以为直接供电的电池,作为优选的一种实施方式,所述电源可以包括电池和电压转换电路,所述电压转换电路的输入端与所述电池相连,所述电压转换电路的第一输出端与所述心电图集成芯片的供电引脚相连,且所述第一输出端的电压与所述心电图集成芯片的低电压供电值匹配,所述电压转换电路的第二输出端与所述控制器相连。

[0040] 当然,所述信号传输电路6可以与第二输出端相连,也可以与所述第一输出端相连。

[0041] 其中,所述电池可以为锂离子电池、锂锰钮扣电池或者锌空钮扣电池。所述电池的电压可以为3.0V,也可以为5.0V、3.7V等。比如,当单个钮扣电池的电压为1.5V时,可以通过串联的方式,得到3.0V的输出电压。

[0042] 所述心电数据采集电路中的电压转换电路,可以为DC-DC变换,将原直流电通过调整其PWM(占空比)来控制输出的有效电压的大小,可以包括升压电路或者降压电路。所述第一输出端与心电图集成芯片相连,为心电图集成芯片提供电能。所述第一输出端的电压可以为心电图集成芯片的供电引脚的低压值匹配。从而使心电图集成芯片中内部的电压调节器不需要进行LDO电压转换,而LDO电压转换会产生较大的电能损耗,因而有利于降低芯片功耗。从而更有利于用户能够持久的穿戴心电检测的心电衣。

[0043] 所述心电图集成芯片2,比如ADS1294、ADS1296、ADS1298、ADS1294R、ADS1296R或ADS1298R等。其系统供电一般采集为3.3V。但是,在本发明中,主要的核心部分在内部使用低压差线性稳压器LDO转换成1.8V,转换过程中会产生较大的电能损耗。在本发明中,为了有效的降低系统功耗,禁止了ECG芯片内部的1.8V调节器,而是将电池经过电压转换电路的DC-DC变换,输出1.8V经过滤波处理后,供ECG芯片直接使用,这样从供电上就降低了功耗。另外,可以根据不同的应用场景,关闭心电图集成芯片中的不需要的功能与引脚,来降低功耗。可以使12导联时,ECG部分功耗降到20mW。

[0044] 另外,本发明还可包括定时器,所述定时器可以与所述信号传输电路的功耗控制引脚,和/或心电图集成芯片的功耗控制引脚。在不需要进行信号采集时,自动进入休眠模式,从而能够节省更多的电能。所述定时器可以为控制器实现,也可以采用专门的定时电路。

[0045] 所述信号传输电路6,优选基于蓝牙4.0传输协议的蓝牙通信电路。所述信号传输电路6可以与所述第一输出端相连,比如采用1.8V的低功耗蓝牙4.0传输方案。

[0046] 另外,为了提高心电采集电路安装的便利性,所述心电图集成芯片的信号输入端设置有能够与记录电极相连的接口。优选的实施方式中,所述接口为磁铁弹簧针插件。强力磁铁使接口牢牢吸住,即使跳动也很稳固,弹簧针增加拔插寿命,可达100万次。有便捷、信号质量好、牢固等优点。

[0047] 图2为本发明实施例提供的心电监测方法的实现流程图,详述如下:

[0048] 所述心电监测方法的实现,基于图1所述心电监测系统,所述方法具体包括:

[0049] 在步骤S201中,通过心电电极采集用户的心电监测模拟信号。

[0050] 具体的,所述心电电极可以为织物电极,所述心电电极可以通过导电的纺织线与滤波电路相连。所述心电电极可以设置在心电衣上,用户在穿戴所述心电衣时,可以通过织

物电极有效的获取心电监测模拟信号。

[0051] 在步骤S202中,对所述心电监测模拟信号进行滤波,由心电图集成芯片将所述心电监测模拟信号转换为心电监测数字信号。

[0052] 对所述心电监测模拟信号进行滤波,可以有效的去除心电监测模拟信号中的工频干扰、振环噪声以及肌电噪声以及电极噪声等。

[0053] 其中,对所述心电监测模拟信号进行滤波步骤包括以下一种或者两种:

[0054] 通过双重双边滤波技术和两次迭代技术来消除潜在的工频噪声和振铃噪声;

[0055] 通过两种并行降噪消除和肌电及电极噪声干扰。

[0056] 具体的,所述通过双重双边滤波技术和两次迭代技术来消除潜在的工频噪声和振铃噪声步骤包括:

[0057] 将镜像延拓信号输入第一滤波器后,执行正向滤波,得到第一正向滤波信号;

[0058] 对所述第一正向滤波信号执行反向滤波,得到第一反向滤波信号;

[0059] 将所述第一反向滤波信号迭代输入所述第一滤波器,执行所述正向滤波,获取第二正向滤波信号;

[0060] 对所述第二正向滤波信号执行所述反向滤波,得到所述不包含工频噪声的第一滤波信号;

[0061] 其中,所述第一滤波器根据采样率、陷波频率以及第一阻带宽度,以及原始滤波器中的各个参数,计算得到所述第一滤波器。

[0062] 所述双重双边滤波技术具体实现过程如下:

[0063] ①初始化。给定采样率、陷波频率及陷波器的阻带宽度,由式(1)计算滤波器系数。

[0064] 其中,式(1)具体为:

$$[0065] \quad \begin{cases} H_1(z) = \beta_0 \frac{1 - 2\gamma z^{-1} + z^{-2}}{1 - 2\gamma\beta_0 z^{-1} + (1-\lambda)\beta_0 z^{-2}} \\ \gamma = \cos\omega_0, \beta_0 = \frac{1}{1+\lambda}, \omega_0 = \frac{2\pi f_0}{f_s}, \lambda = \tan\left(\frac{\Delta\omega}{2}\right), \Delta\omega = 2\pi\Delta f/f_s \end{cases}$$

[0066] f_s 为所述采样率, f_0 为所述陷波频率, Δf 为所述第一阻带宽度。

[0067] ②第一次双边滤波。使镜像延拓信号通过式(1)决定的系统,得到输出信号和残留部分,残留部分包含了潜在的工频噪声PLI和振环噪声RAs。这个过程相当于原始信号被滤波两次:一次是从左至右;另一次是从右至左。由于式(1)是一因果系统,同一个心跳脉冲信号造成的RAs会位于脉冲的两侧。

[0068] ③第二次双边滤波。使滤波信号再次通过同一系统得到输出信号。PLI在这一步将被滤除。残差部分仅包含RAs以及位于阻带内的宽带噪声。

[0069] ④RAs定位。采用差分、低通滤波及阈值等技术对步骤③中残差部分中的RAs进行定位。

[0070] ⑤RAs消除。利用一定的阈值规则消除RAs,即在步骤③中残差部分中筛选每个心跳脉冲中未被RAs污染的一端(脉冲两端一端污染,另一端未被污染)的系数作为输出。实际上,由系统的暂态效应造成输出信号在开始端持续约几秒的失真也将在这一步被消除。

[0071] 双重双边滤波技术隐含了一个重要的假设:设定的阻带宽度参数使每两个心跳脉冲信号产生的RAs没有重叠,该技术无法分辨出重叠的RAs。实际选定的阻带宽度不可避免

的会造成RAs重叠。因为市电工频通常有一定的漂移,一般国家的工业标准是控制在1%以内;但较差的市电环境,漂移高达3%。两重迭代技术可以解决这个问题。

[0072] 两次迭代技术滤波介绍如下:

[0073] ①使用一个较大的第一阻带宽度进行PLI消除。设定一个较大的第一阻带宽度(比如6.0Hz),采用双重双边滤波技术对信号滤除PLI干扰。残差部分中包含了PLI和较强但持续时间较短的RAs。

[0074] ②使用一个较小的第二阻带宽度进行信息重构。选择一个较小的第二阻带宽度(实际情况要求小于6.0Hz,一般为2.0Hz左右),采用双重双边滤波技术对上步(①)残差部分进行处理。得到输出滤波部分这一步主要利用了残差部分比原始信号的强度通常低两个两级,残差部分中包含的RAs可以忽略不计。

[0075] 两次迭代技术中使用较大和较小的阻带宽对RAs的持续时间和强度上的要求在是互补的。可以看出,工频干扰及RAs的同时消除是个非实时处理,但通过设计(比如其中的低通滤波系数设置为简单整数),可实现准实时处理。

[0076] 对于所述通过两种并行降噪消除和肌电及电极噪声干扰步骤包括:

[0077] 并行一:通过经验模态分解法分解含有噪声的本征模函数IMF,将所述本征模函数包含的信号序列按照预设的长度进行窗口分割,得到窗口的最大阈值和最小阈值,根据所述最大阈值和最小阈值进行滤波;

[0078] 并行二:提取并滤除心电信号中的基线漂移,使用小波方法和陷波器分别滤除肌电干扰和工频干扰,将上述三种滤波后的信号相加作为自适应滤波器的参考信号,与含噪心电信号进行自适应滤波,生成输出信号。

[0079] 具体的,鉴于心电信号的频率带和噪声频率带存在混叠的现象,简单的组合去噪方法只是对心电信号频率范围以外的噪声可以滤除干净,而对混叠的噪声去噪时,势必会影响到各波形的特性,从而造成信号的失真。所以,在对各类方法组合时还要充分考虑到,在去噪过程中要尽可能的保持心电图不失真。此外,在进行各类方法组合之前,每种方法又都有各自的难点。例如:用小波去噪时,需要考虑小波基的选取问题;用阈值法去噪时,需要考虑最佳阈值的选取问题;用形态学去噪时,需要考虑结构元素的选取问题等等。所以,在选择去噪方案的组合时,要充分考虑各自的优缺点,进行取长补短。

[0080] 本发明通过两路并行降噪,实现混叠噪声干扰去除的目的:

[0081] 并行一:经验模态分解法(EMD)非常适合处理非线性和非平稳的信号,其最大的优势就在于不需要预先定义的基本函数来表示信号,直接依据信号自身特性自适应选择基底对信号进行分析,不像小波方法,需要定义小波函数,从而面临小波基的选取问题,故非常适用于处理心电信号。但是由于信号频率带和噪声频率带的混叠,在去噪过程中,会造成信号的失真,所以,本发明考虑和阈值去噪法进行组合。不过软、硬阈值都是通过将大于阈值的值设置成给定阈值,而小于阈值的值置零的方法来达到去噪的目的,从而加大了错误去噪的可能性,因此本发明采用双阈值的方法。该方法首先从EMD分解出来的所有IMF 中找到含有噪声的本征模函数IMF,其次再把这些IMF包含的信号序列进行“窗口”分割,设定“窗口”长度,计算“窗口”中的最大、最小值得到最大阈值和最小阈值,即得到各个“窗口”的双阈值,进行滤波。

[0082] 并行二:数学形态学是以形态结构元素为基础对图像进行分析的数学工具。它的

基本思想是用具有一定形态的结构元素去度量和提取图像中的对应形状以达到对图像分析和识别的目的。心电信号是以PQRST波构成的一维周期信号,所以在选取结构元素时,选择直线型会比较利于分析和处理。但是这种方法对奇异点比较敏感,从而会造成QRS波形的失真,所以本专利考虑结合陷波器、小波方法和自适应滤波器,而自适应滤波器能够很好的反映实时性。该方法首先是利用形态学的方法提取出基线漂移并将其滤除,其次利用小波方法和陷波器滤除肌电干扰和工频干扰,然后将三种滤波的信号相加作为自适应滤波器的参考信号,与含噪心电信号进行自适应滤波,最终达到去噪的效果。

[0083] 在步骤S203中,由控制器将用户标识以及所述心电监测数字信号进行压缩编码后发送至预警服务器;

[0084] 在步骤S204中,预警服务器根据用户标识获取用户的历史数据,将所述用户的历史数据和当前获取的心电监测数字信号比较,并将所述比较结果发送至预警中心。

[0085] 作为本发明进一步优化的实施方式,所述控制器还可以将用户的位置信息、环境信息以及历史诊断信息发送至预警服务器,使得预警服务器可以完成更为准确的心电数据分析。比如,可以根据获取的数据,建立用户的动态的状态数据图表,结合历史的诊断信息,生成针对性的建议,可以发送至与所述用户标识绑定的移动终端等。

[0086] 本发明所述心电监测方法在图1所述心电监测系统的基础上,进一步对心电监测模拟信号的滤波处理进行了具体的介绍,通过上述滤波处理,可以得到更为可靠的心电监测信号。

[0087] 另外,如图3所示,本发明实施便还提供了一种心电监测装置,所述装置包括:

[0088] 采集单元301,用于通过心电电极采集用户的心电监测模拟信号;

[0089] 滤波转换单元302,用于对所述心电监测模拟信号进行滤波,由心电图集成芯片将所述心电监测模拟信号转换为心电监测数字信号;

[0090] 第一发送单元303,用于由控制器将用户标识以及所述心电监测数字信号进行压缩编码后发送至预警服务器;

[0091] 第二发送单元304,用于由预警服务器根据用户标识获取用户的历史数据,将所述用户的历史数据和当前获取的心电监测数字信号比较,并将所述比较结果发送至预警中心。

[0092] 本心电监测装置与上述心电监测方法对应,在此不作重复赘述。

[0093] 在本发明所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的装置和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0094] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0095] 另外,在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以

是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0096] 所述集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0097] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

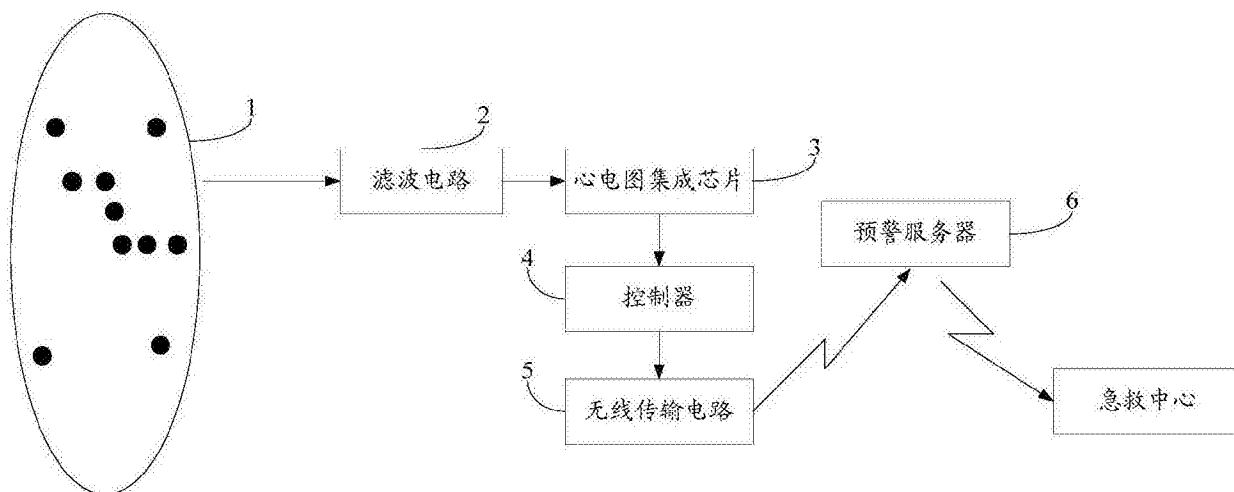


图1

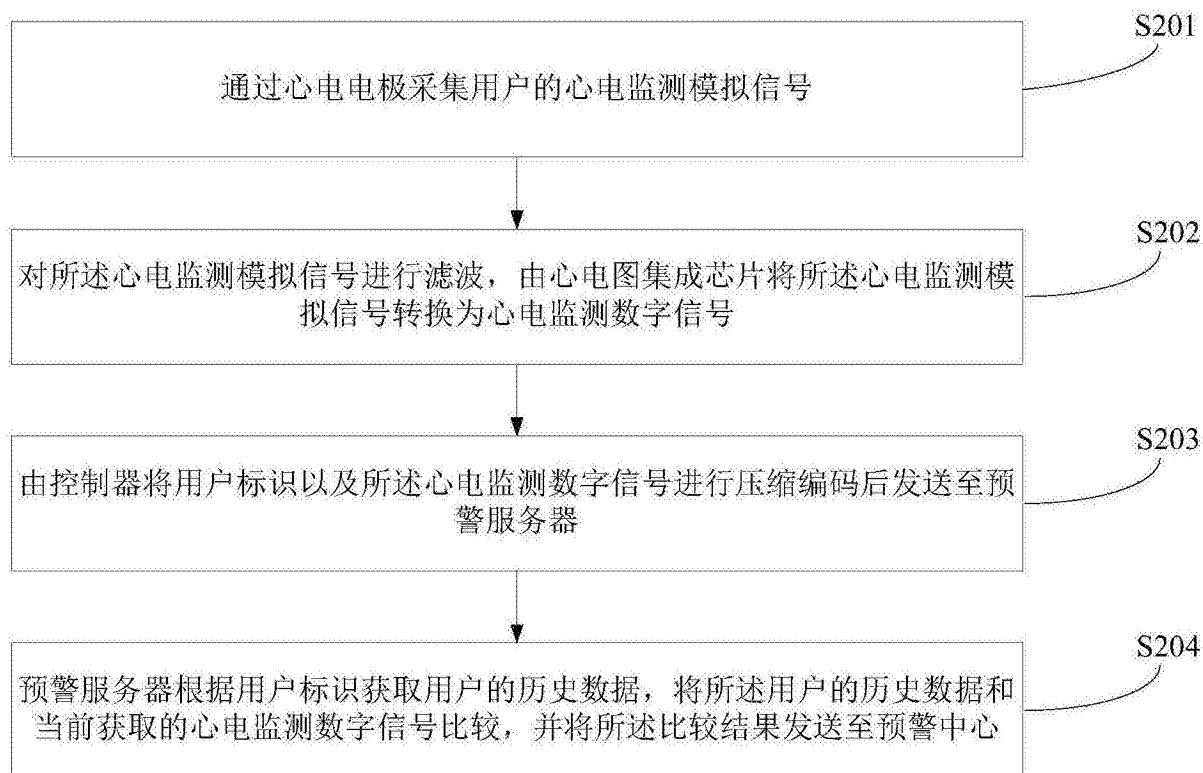


图2

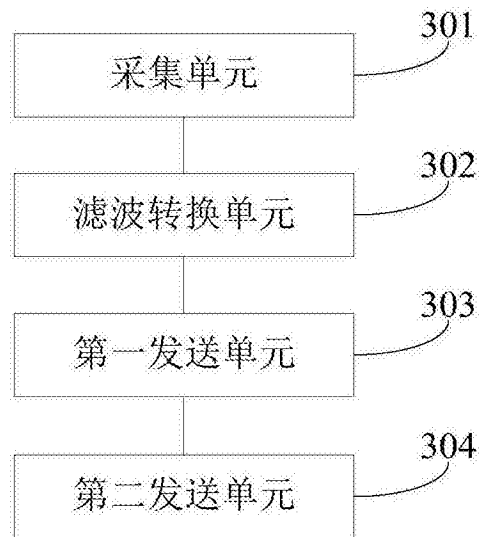


图3

专利名称(译)	一种心电监测方法及系统		
公开(公告)号	CN106725433A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201611255055.2	申请日	2016-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	包磊		
申请(专利权)人(译)	包磊		
当前申请(专利权)人(译)	包磊		
[标]发明人	包磊		
发明人	包磊		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/0402 A61B5/6804 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	陈宇		
其他公开文献	CN106725433B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种心电监测系统包括心电电极、滤波电路、心电图集成芯片、控制器、电源、无线传输电路、预警服务器，所述心电电极设置于穿戴式心电衣上，所述心电电极将采集的心电监测模拟信号经过滤波电路的滤波处理后，发送至心电图集成芯片，所述心电图集成芯片将转换后的心电监测数字信号发送至控制器，所述控制器将压缩编码后的心电监测数字信号以及用户标识，经由无线传输电路发送至预警服务器，预警服务将所述心电监测数字信号以及所述用户标识的历史数据进行比较后的比较结果，并将所述比较结果发送至急救中心。本系统可第一时间发现异常并由急救中心对用户进行救助，有利于提高用户被救助的及时性。

