



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109009080 A
(43)申请公布日 2018.12.18

(21)申请号 201811000899.1

(22)申请日 2018.08.29

(71)申请人 北京大众益康科技有限公司
地址 100084 北京市海淀区中关村东路1号
院8号楼一层CG05-159号

(72)发明人 王晋平 杜磊 赵炫 崔子琦
崔子豪

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371
代理人 邓超

(51)Int.Cl.
A61B 5/0402(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

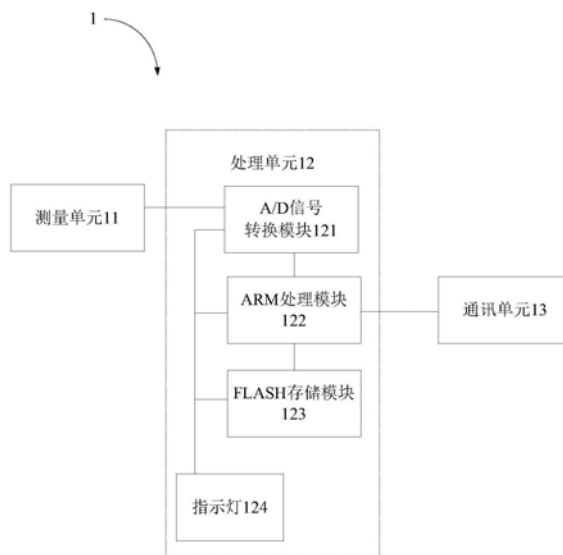
权利要求书2页 说明书15页 附图3页

(54)发明名称

心电监测仪以及心电监测系统

(57)摘要

本发明提供了一种心电监测仪以及心电监测系统,心电监测仪包括:测量单元用于利用若干个微电极贴片通过测量获取用户的心电模拟信号;处理单元包括:A/D信号转换模块、ARM处理模块以及FLASH存储模块;A/D信号转换模块用于对心电模拟信号进行A/D转换得到心电数字信号;ARM处理模块用于对心电数字信号进行数据处理得到心电时序数据;通讯单元用于通过时序数据传输模块将心电时序数据传输至终端设备(终端设备可以是服务器、手机、其它智能硬件);数据处理完成后,可以通过手机APP、微信小程序、短信、人工坐席电话等,对数据分析结果进行预警;解决了目前的心电仪不易携带,导致很多患者很难及时得到预防和治疗的技术问题。



1. 一种心电监测仪,其特征在于,包括:测量单元、处理单元以及通讯单元;
所述测量单元用于利用若干个微电极贴片通过测量获取用户的心电模拟信号;
所述处理单元包括:A/D信号转换模块、ARM处理模块以及FLASH存储模块;
所述A/D信号转换模块用于对所述心电模拟信号进行A/D转换,得到心电数字信号;
所述ARM处理模块用于对所述心电数字信号进行数据处理,得到心电时序数据;
所述FLASH存储模块用于对所述心电时序数据进行储存;
所述通讯单元用于通过时序数据传输模块将所述心电时序数据传输至终端设备。
2. 根据权利要求1所述的心电监测仪,其特征在于,所述处理单元还包括:指示灯;
所述指示灯用于显示所述A/D信号转换模块、所述ARM处理模块以及所述FLASH存储模块的工作状态。
3. 根据权利要求1所述的心电监测仪,其特征在于,所述测量单元与所述处理单元之间有线通讯和/或无线通讯链接;
所述测量单元通过有线通讯和/或无线通讯将所述心电模拟信号传输至所述处理单元中的A/D信号转换模块;
所述无线通讯的方式包括:蓝牙、3G、4G、5G、WLAN中的至少一种。
4. 根据权利要求1所述的心电监测仪,其特征在于,还包括:电源单元;
所述电源单元用于通过锂电池、有线充电以及无线充电中的至少一种为所述测量单元、所述通讯单元、所述A/D信号转换模块、所述ARM处理模块以及所述FLASH存储模块提供电量。
5. 一种心电监测系统,其特征在于,包括:终端设备以及如权利要求1-4任一项所述的心电监测仪;
所述终端设备与所述心电监测仪通过无线和/或有线通信连接;
所述心电监测仪中的时序数据传输模块将所述心电时序数据传输至所述终端设备;
所述终端设备包括:数据分析模块与预警模块;
所述数据分析模块用于通过计算对所述心电时序数据进行数据分析,得到分析结果;
所述分析结果包括:预设时间平均心率、预设时间平均心率趋势、预设阶段平均心率均方值、呼吸率心率比、正常心动周期的标准差以及心率变异性趋势曲线中的至少一种;
所述预警模块用于根据所述分析结果进行心率异常、心脏早搏、心脏房颤中至少一种的预警。
6. 根据权利要求5所述的心电监测系统,其特征在于,所述终端设备为上位机、手机、计算机、服务器中的至少一种;
所述心电监测仪传输所述心电时序数据至所述终端设备的方式包括以下至少之一:
所述心电检测仪直接发送所述心电时序数据至上位机、手机、计算机、服务器中的至少一种;
所述心电检测仪将所述心电时序数据传输至ARM硬件,所述ARM硬件传输所述心电时序数据至上位机、手机、计算机、服务器中的至少一种。
7. 根据权利要求6所述的心电监测系统,其特征在于,所述数据分析模块还用于对所述心电时序数据进行处理,得到心率、呼吸、体动、睡姿、多尺度熵中的至少一种信息。
8. 根据权利要求7所述的心电监测系统,其特征在于,所述数据分析模块还用于通过计

算对所述心率、所述呼吸、所述体动、所述睡姿、所述多尺度熵中的至少一种信息进行数据分析,得到数据分析结果。

9.根据权利要求8所述的心电监测系统,其特征在于,所述终端设备还包括:显示模块与控制模块;

所述显示模块用于对所述心电时序数据和/或所述数据分析结果进行显示;

所述控制模块用于根据所述数据分析结果,控制枕头的振动、枕头的形态以及床的形态中的至少一种。

10.根据权利要求6所述的心电监测系统,其特征在于,所述终端设备包括:数据存储模块;

所述数据存储模块用于将所述心电时序数据中的时间戳与数据分离存储。

心电监测仪以及心电监测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及人体监测技术领域,尤其是涉及一种心电监测仪以及心电监测系统。

背景技术

[0002] 目前,心脏病的检测主要是通过心电监护系统,实时对心电信号分析处理,发现心电异常并及时采取对应措施,从而减少心脏病发病率。心电监护仪是医院实用的精密医学仪器,能同时监护病人的动态实用的精密医学仪器。该设备能够检测出用户的心电信息。

[0003] 然而,目前市场上的心电仪不易携带,且心脏疾病发作具有间歇性且并无规律,这样就导致很多患者很难及时得到预防和治疗。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种心电监测仪以及心电监测系统,以解决现有技术中存在的目前的心电仪不易携带,导致很多患者很难及时得到预防和治疗的技术问题。

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种心电监测仪,包括:测量单元、处理单元以及通讯单元;所述测量单元用于利用若干个微电极贴片通过测量获取用户的心电模拟信号;所述处理单元包括:模拟/数字(A/D)信号转换模块、进阶精简指令集机器(Advanced RISC Machines,简称ARM)处理模块以及闪存(简称FLASH)存储模块;所述A/D信号转换模块用于对所述心电模拟信号进行A/D转换,得到心电数字信号;所述ARM处理模块用于对所述心电数字信号进行数据处理,得到心电时序数据;所述FLASH存储模块用于对所述心电时序数据进行储存;所述通讯单元用于通过时序数据传输模块将所述心电时序数据传输至终端设备。

[0006] 结合第一方面,本发明实施例提供了第一方面的第一种可能的实施方式,其中,所述处理单元还包括:指示灯;所述指示灯用于显示所述A/D信号转换模块、所述ARM处理模块以及所述FLASH存储模块的工作状态。

[0007] 结合第一方面,本发明实施例提供了第一方面的第二种可能的实施方式,其中,所述测量单元与所述处理单元之间有线通讯和/或无线通讯链接;所述测量单元通过有线通讯和/或无线通讯将所述心电模拟信号传输至所述处理单元中的A/D信号转换模块;所述无线通讯的方式包括:蓝牙、3G、4G、5G、WLAN中的至少一种。

[0008] 结合第一方面,本发明实施例提供了第一方面的第三种可能的实施方式,其中,还包括:电源单元;所述电源单元用于通过锂电池、有线充电以及无线充电中的至少一种为所述测量单元、所述通讯单元、所述A/D信号转换模块、所述ARM处理模块以及所述FLASH存储模块提供电量。

[0009] 第二方面,本发明实施例还提供一种心电监测系统,包括:终端设备以及如第一方面所述的心电监测仪;所述终端设备与所述心电监测仪通过无线和/或有线通信连接;所述心电监测仪中的时序数据传输模块将所述心电时序数据传输至所述终端设备;所述终端设

备包括：数据分析模块与预警模块；所述数据分析模块用于通过计算对所述心电时序数据进行数据分析，得到分析结果；所述分析结果包括：预设时间平均心率、预设时间平均心率趋势、预设阶段平均心率均方值、呼吸率心率比、正常心动周期的标准差以及心率变异性趋势曲线中的至少一种；所述预警模块用于根据所述分析结果进行心率异常、心脏早搏、心脏房颤中至少一种的预警。

[0010] 结合第二方面，本发明实施例提供了第二方面的第一种可能的实施方式，其中，所述终端设备为上位机、手机、计算机、服务器中的至少一种；所述心电监测仪传输所述心电时序数据至所述终端设备的方式包括以下至少之一：所述心电检测仪直接发送所述心电时序数据至上位机、手机、计算机、服务器中的至少一种；所述心电检测仪将所述心电时序数据传输至ARM硬件，所述ARM硬件传输所述心电时序数据至上位机、手机、计算机、服务器中的至少一种。

[0011] 结合第二方面，本发明实施例提供了第二方面的第二种可能的实施方式，其中，所述数据分析模块还用于对所述心电时序数据进行处理，得到心率、呼吸、体动、睡姿、多尺度熵中的至少一种信息。

[0012] 结合第二方面，本发明实施例提供了第二方面的第三种可能的实施方式，其中，所述数据分析模块还用于通过计算对所述心率、所述呼吸、所述体动、所述睡姿、所述多尺度熵中的至少一种信息进行数据分析，得到数据分析结果。

[0013] 结合第二方面，本发明实施例提供了第二方面的第四种可能的实施方式，其中，所述终端设备还包括：显示模块与控制模块；所述显示模块用于对所述心电时序数据和/或所述数据分析结果进行显示；所述控制模块用于根据所述数据分析结果，控制枕头的振动、枕头的形态以及床的形态中的至少一种。

[0014] 结合第二方面，本发明实施例提供了第二方面的第五种可能的实施方式，其中，所述终端设备包括：数据存储模块；所述数据存储模块用于将所述心电时序数据中的时间戳与数据分离存储。

[0015] 本发明实施例提供的技术方案带来了以下有益效果：本发明实施例提供的心电监测仪以及心电监测系统包括：通讯单元、测量单元与处理单元，其中，测量单元用于利用若干个微电极贴片通过测量获取用户的心电模拟信号，再者，处理单元包括：A/D信号转换模块、ARM处理模块以及FLASH存储模块，其中，A/D信号转换模块用于对心电模拟信号进行A/D转换从而得到心电数字信号，而且，ARM处理模块用于对心电数字信号进行数据处理从而得到心电时序数据，此外，FLASH存储模块用于对心电时序数据进行储存，并且，通讯单元用于通过时序数据传输模块将心电时序数据传输至终端设备，通过测量单元利用若干个微电极贴片测量得到用户的心电模拟信号，再通过A/D信号转换模块对该心电模拟信号进行A/D转换从而得到心电数字信号，再通过ARM处理模块对心电数字信号进行数据处理从而得到心电时序数据，最后再通过时序数据传输模块将心电时序数据传输至终端设备，使用户的心电检测过程得以简便，且检测所需的微电极贴片等装置便于携带，用户便能够随时随地进行心电检测，从而解决了现有技术中存在的目前的心电仪不易携带，导致很多患者很难及时得到预防和治疗的技术问题。

[0016] 本发明的其他特征和优点将在随后的说明书中阐述，并且，部分地从说明书中变得显而易见，或者通过实施本发明而了解。本发明的目的和其他优点在说明书以及附图中

所特别指出的结构来实现和获得。

[0017] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂，下文特举较佳实施例，并配合所附附图，作详细说明如下。

附图说明

[0018] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案，下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图是本发明的一些实施方式，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0019] 图1为本发明实施例提供的心电监测仪的结构示意图；

[0020] 图2为本发明实施例提供的心电监测仪的导联线连接结构示意图；

[0021] 图3a示出了发明实施例提供的心电监测仪的集成连接的正面结构示意图；

[0022] 图3b示出了发明实施例提供的心电监测仪的集成连接的背面结构示意图；

[0023] 图4为本发明实施例提供的心电监测仪设备的外部结构示意图；

[0024] 图5为本发明实施例提供的心电监测系统的结构示意图；

[0025] 图6为本发明实施例提供的心电监测系统显示的心率变异性数据的示意图；

[0026] 图7为本发明实施例提供的心电监测系统显示的心率变异性数据的另一示意图。

[0027] 图标：1-心电监测仪；11-测量单元；12-处理单元；121-A/D信号转换模块；122-ARM处理模块；123-FLASH存储模块；124-指示灯；13-通讯单元；2-心电监测系统；21-终端设备。

具体实施方式

[0028] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，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，都属于本发明保护的范围。

[0029] 目前，市场上的心电仪不易携带，体积比较大，也比较昂高贵，加上心脏疾病发作具有间歇性且并无规律，这样就导致很多患者很难及时得到预防和治疗。

[0030] 基于此，本发明实施例提供的一种心电监测仪以及心电监测系统，可以解决现有技术中存在的目前的心电仪不易携带，导致很多患者很难及时得到预防和治疗的技术问题。

[0031] 为便于对本实施例进行理解，首先对本发明实施例所公开的一种心电监测仪以及心电监测系统进行详细介绍。

[0032] 实施例一：

[0033] 本发明实施例提供的一种心电监测仪，如图1所示，作为一种便携式心电监测设备，心电监测仪1包括：测量单元11、处理单元12以及通讯单元13。

[0034] 作为本实施例的优选实施方式，测量单元用于利用若干个微电极贴片通过测量获取用户的心电模拟信号。测量部分通过三个迷你电极贴片，直接贴合人体进行测量。

[0035] 如图1所示，处理单元包括：A/D信号转换模块121、ARM处理模块122以及FLASH存储模块123。A/D信号转换模块用于对心电模拟信号进行A/D转换，得到心电数字信号。ARM处理

模块用于对心电数字信号进行数据处理,得到心电时序数据。FLASH存储模块用于对心电时序数据进行储存。处理单元还包括:指示灯124。指示灯用于显示A/D信号转换模块、ARM处理模块以及FLASH存储模块的工作状态。通讯单元用于通过时序数据传输模块将心电时序数据传输至终端设备。该数据传输部分主要是为了仪器和手机、平板、服务器等设备进行通信,该部分采用的是时序数据传输模块。因此,心电时序数据可以传输至FLASH存储模块等其它硬件设备,其它硬件设备作为中转,以实现心电设备数据的时序化硬件端存储,其中包括文件结构。

[0036] 若干个与A/D信号转换模块连接的微电极贴片的材料为氯化银。其中,微电极贴片可以为迷你电极贴片,该迷你电极比普通电极贴片稍小,三个贴片集中在一起,其中贴片采用一次性的氯化银材料。连接方式有导连线连接、集成连接两种方式。需要说明的是,连接一组迷你电极片可以实现三导联,连接两组电极片,可以实现六导联。连接四组电极片,可以实现十二导联。

[0037] 如图2所示,对于导连线连接方式,三个迷你电极贴片集中在一起,迷你电极贴片通过导连线与主体连接,用户将贴片贴放到胸口等位置后,经过导连线连接后,主体部分可以随身携带,以方便用户使用。在实际应用中,如图3a和图3b所示,对于集成连接方式,迷你电极直接结成到主体表面,使用时直接将仪器贴放到胸口,主体本身比较轻薄,贴放十分方便。

[0038] 需要说明的是,测量单元与处理单元之间有线通讯和/或无线通讯链接;测量单元通过有线通讯和/或无线通讯将心电模拟信号传输至处理单元中的A/D信号转换模块;无线通讯的方式包括:蓝牙、3G、4G、5G、WLAN中的至少一种。

[0039] 作为本实施例提供的另一种实施方式,迷你电极贴的具体结构也可以为:

[0040] 1、迷你电极上自带电路,包括电极、处理器、FLASH、AD1291(或者1191)、电池,可以单独实现测量和存储;

[0041] 2、主体部分包括STM32处理器,flash,网络传输模块(网线、wifi、2G、3G、4G、蓝牙等)。迷你电极上测量的数据,如果导连线连接,可以实时的传输时序数据到主体部分上。主体部分实时传输数据到云端服务器。云端服务器分析后,进行实时睡眠呼吸暂停监测,并控制枕头振动、枕头或者床的形态;

[0042] 3、迷你电极如果不用导连线连接主体部分,可以测量数据并保存。当用导连线连接主体后,可以实现充电、并将时序数据保存到主体部分。由主体部分上传服务器。服务器发现数据时间不是当前时间,即数据为缓存的历史数据,则不实时控制枕头振动、枕头或者床的形态;

[0043] 4、迷你电极上可选蓝牙模块,当不用导连线的时候,也可实时传输时序数据到主体部分上。主体部分实时传输时序数据到服务器,并由服务器进行实时分析,反馈结果给主体部分,主体部分可实现实时控制枕头振动、枕头或者床的形态;

[0044] 5、主体部分也可以连接压电陶瓷、压电薄膜、血氧监测的传感器,采集多路数据,做为实时时序数据序列,上传到云端服务器,进行实时分析、反馈控制。

[0045] 需要说明的是,A/D信号转换模块也可以为A/D信号转换元件,ARM处理模块也可以为ARM处理器、以及FLASH存储模块也可以为FLASH存储芯片。

[0046] 数据处理传输部分由A/D信号转换元件、ARM处理器、FLASH存储芯片以及周边元件

构成。该部分主要进行数据处理存储,把电极测到的信号通过A/D转化后经ARM处理实时通过传输部分传输出去,或通过FLASH存储器进行存储,需要时再进行调用。该部分可通过指示灯来显示其工作状态。数据处理传输部分主要完成数据模拟信号转换成数字信号,经过ARM处理传输给终端设备,数据也可存储到FLASH存储上,需要时进行调用。因此,数据处理设备主体要完成信号转换、处理、存储、传输以及显示等。

[0047] 具体的,对于信号转换与处理部分,电极贴片通过接触人体得到体内的电离子移动产生的电流转化成电压信号,这样的模拟信号通过A/D信号转换元件转换成数字信号。A/D信号转换模块为ASD1191芯片,因此,对于转换元件,采用ASD1191芯片,它与电极贴片连接一块构成了心电传感器元件。

[0048] 对于ARM处理模块部分,ARM处理模块为STM32芯片。ARM处理模块也可以为ARM处理器,采用的是STM32芯片,有I/O管脚接口,负责连接其他元件,其中还包括一些驱动程序,保证相互连接并正常工作。该处理器具有高性能、低成本、低功耗、最大集成度等效果。

[0049] 对于FLASH存储模块,采用FLASH大容量储存,保证数据的存储,保证其即使没有电流供应的条件下也能够长久地保持数据。可以存储大量的数据,又离线发送。FLASH采用了小型文件管理系统,具有自动管理坏块,分块操作,管理数据的读写及删除机制等。设备FLASH文件存储系统等FLASH存储模块,负责数据采集与本地缓存,将采集到的多路心电时序数据、时间标识、数据标签进行存储。文件存储系统可以将数据存储到单片机内置FLASH或者外置FLASH存储上。

[0050] 其中,文件存储系统存储时采用的结构主要分三部分:索引部分、数据标签、数据部分。这三个部分各自采用两个文件存储,分别命名为索引+数据标签文件,数据文件。对于索引以及数据标签部分,索引部分采用固定长度的结构来存储时间戳和数据指针,一条索引数据称为索引条目,主要包括如下3部分:时间戳,8字节(64位有符号整型),采用类Unix时间戳实现;数据指针,8字节(64位无符号整型),标识该条时序数据在数据文件中的偏移量(相对文件头);数据长度,4字节(32位无符号整型),标识该条时序数据在数据文件中占用的长度;数据标签:4字节(32位无符号整型),标识该条时序数据的标签或者说明。

[0051] 由于下位机存储空间有限,对于下位机程序文件系统的索引数据采用索引文件末尾追加写,写满索引部分存储空间后,从索引部分存储空间头开始顺序覆盖。查找时可以采用遍历或者简单的二分法进行,兼具实现的简单性和查询的高效性。

[0052] 对于数据部分,数据文件是无结构的,写入新的时序数据时直接在文件尾追加写入,这样的写入方式效率非常高,可以充分利用下位机存储的IO能力。

[0053] 对于写入过程,下位机硬件接收到传感器或者外部传输来的数据后,将分如下步骤进行写入:A、先将数据追加写到数据文件尾部,同时获得本次写入的起始点在数据文件中相对于文件头的偏移量;B、若步骤A写入成功,使用时间戳、步骤A获得的偏移量和数据长度构造索引条目;C、将步骤B构造的索引条目追加写入索引文件末尾;D、若步骤C写入成功,写入结束。若遇到FLASH存储空间尾,则顺序从FLASH存储空间头写入。若FLASH有坏块,跳过坏块进行写入。

[0054] 此外,对于数据传输方面,数据传输可以选择wifi、蓝牙、2G、3G、4G、5G、NB-IoT等方式。通过数据传输模块,以无线的方式与外部终端设备连接,外部终端就可以实时接收设备数据,也可调用历史数据。设备FLASH中缓存的数据文件,通过通信模块,将数据传输给服

务器、电脑、手机、平板等,建立与服务器、电脑、手机、平板等的连接。

[0055] 其中,对于蓝牙设备的配对,可以打开终端设备的蓝牙功能、扫描发现本设备,通过配对密码进行连接,如果终端是电脑,没有蓝牙功能,那么就需要在电脑主机插入一个蓝牙接收器来实现这个功能,配对成功后,当设备工作的,进入传输过程;对于wifi模块的连接,通过STM32打开wifi模块数据传输口,配置参数,进入TCP/IP模式,进行数据传输;对于2G、3G、4G、5G模块以及NB-IoT模块的连接,通过STM32打开2G、3G、4G、5G模块以及NB-IoT模块的数据传输口,配置参数,通过AT命令启动,进入TCP/IP模式进行数据传输。

[0056] 对于传输方面的数据传输协议,通信协议封装层将通信过程中最基本的通信模块调用过程、TCP/IP协议、蓝牙协议等通信相关的处理与协议进行封装,使编程人员可以直接调用过程接口或者直接通过参数设置,操作设备与服务器、手机、平板、电脑等进行通信。通信协议封装层通过抽象网络通讯模型,实现了各个功能模块的可配置行和动态拔插行。定义的核心结构和模块可以为:连接模块,下位机与服务器连接,根据不同的通信模块,初始化建立连接;监听模块,监听网络请求并接收服务器传输的数据和命令;通讯模块,接受和发送、并通过动态配置的帧管理器封包和解包二进制流数据;帧管理器模块,负责在通信过程中,对传输的数据进行分包和拆包。数据包可按照字节流协议层通信模式。字节流协议层负责定义与上位机、下位机传输的具体数据,通讯协议统一采用如下格式,所有字节均为16进制。通信协议由帧头、帧长度、协议版本号、命令字、数据、校验等部分构成,上位机与下位机接收到具体的字节流数据后,可进行相应的处理。其中,帧头一般由2个字节构成,用来标识这段数据头;帧长度由2个字节构成,表明整个这一包数据的长度;协议版本号由1个字节构成,可用来区分这包数据的版本号,提升了协议的兼容性;命令字表明本段数据需要完成的动作;数据部分根据具体的操作,按格式要求附加数据;最后1位是校验位,用以校验整段数据的准确性。

[0057] 对于指示灯的显示方面,用户可以通过观察指示灯来判断其工作状态,其工作状态有:关机、待机(未连接终端)、设备与终端连接成功,工作(采集数据)、设备异常等。指示灯通过不同颜色等来进行指示,例如,关机用灯灭表示,待机用黄灯表示,连接成功用绿灯表示,工作用绿灯规律闪烁表示,设备异常用红灯表示。

[0058] 对于心电监测仪的电源,心电监测仪还包括:电源单元,电源单元用于通过锂电池、有线充电以及无线充电中的至少一种为测量单元、通讯单元、A/D信号转换模块、ARM处理模块以及FLASH存储模块提供电量。电源部分可以通过内置的锂电池,其节约空间,续航能力强。电源部分还可以利用USB接口充电和无线充电技术,使充电过程更加方便实用,因此,充电部分可以采用有线充电,也可以采用无线充电两种模式。再者,设备也可以采用省电模式或普通模式工作:工作与普通模式时,可以数据边采集边传输;工作于省电模式时,采集过程不传输数据,充电过程进行数据传输。

[0059] 如图4所示,对于心电监测仪设备的外部结构,整体结构主要有迷你电机贴片、导联线、主控单元盒以及充电器组成。主控盒上有导联线接口连接迷你贴片,主控盒上还可以设置有USB接口连接充电头,方便充电。再者,也可以配置有无线充电器,无需连接,只要将设备放置上去便可以充电。主控盒上还可以设置有指示灯、作为设备总开关的工作开关等元器件。

[0060] 在实际应用中,心电监测仪可以适用于医院、家庭、健身房等。心电监测仪的核心

部件完成了集成化处理,做到微型化,更具便携性,功耗更低,且24小时无间歇实时监控,通过无线传输给PC、手机、平板、服务器等,随时随地对自己身体进行掌控,不受时间地点的限制。因此,心电监测仪对患有心脏病的人群发病的预防有极大的帮助,而且还为克服了传统心电仪使用的局限性,能够更便携、更有效地获取身体生理参数。

[0061] 因此,本实施例提供的心电监测仪摆脱了传统测心电的局限性,只需贴片贴到胸口,连接主机随身携带便可以随时随地测心电,并且可以把心电原始数据保存到服务器,通过服务器分析数据结果,从而克服了以往测心电的繁琐、昂贵等不便,对心脏病发作的预防有极大的帮助。

[0062] 作为本实施例的优选实施方式,测量单元与处理单元之间有线通讯和/或无线通讯链接。测量单元通过有线通讯和/或无线通讯将心电模拟信号传输至处理单元中的A/D信号转换模块。其中,无线通讯的方式可以包括:蓝牙、3G、4G、5G、WLAN中的至少一种。

[0063] 在一种实现方式中,处理单元及通讯单元形成的电子设备,与测量单元形成的心电设备之间有线连接,当然也可以设置在一个整体上。具体的,用户可以将心电设备贴到胸口以实现数据采集,通过电子设备上的USB口进行充电,在充电过程中,心电设备可以把心电设备采集到的数据存储到电子设备上。该电子设备内设置有FLASH模块与通信模块,最终心电设备的数据以及全部的原始时序数据,通过通信模块被传输到云端的服务器。

[0064] 在另一种实现方式中,处理单元及通讯单元形成的电子设备,与测量单元形成的心电设备之间分离设置,具体的,电子设备与心电设备之间无线通讯连接,例如,心电设备与电子设备都具有蓝牙功能,心电设备可以在采集过程中,通过蓝牙实时将数据传输至电子设备。因此,心电设备和电子设备之间可以互相通信,进行数据传输、命令控制。当然,电子设备也可传输数据至心电设备,对心电设备进行系统升级。

[0065] 具体的,对于心电设备和电子设备之间可以采用的通信格式:字节流协议层负责定义与上位机、下位机传输的具体数据,通讯协议采用统一格式,所有字节均为16进制。其中,该通讯协议的格式如下表所示:

[0066]

1	2	3	4	5	6	7	8	9	...	n+8	n+9
帧头		帧长度		帧长度校验码		协议版本号	命令字	数据 1	...	数据 n	校验
0xEB 0x90		Length		Chk		Version	Cmd	Data1	...	Data_n	Chk

[0067] 如上表所示,通信协议由帧头、帧长度、帧长度校验码、协议版本号、命令字、数据、校验等部分构成,上位机与下位机接收到具体的字节流数据后,可进行相应的处理。其中,帧头一般由2个字节构成,用来标识这段数据头;帧长度由2个字节构成,表明整个这一包数据的长度;帧长度校验码,验证帧头和帧长度的准确性;协议版本号由1个字节构成,可用来区分这包数据的版本号,提升了协议的兼容性;命令字表明本段数据需要完成的动作;数据部分根据具体的操作,按格式要求附加数据;最后1位是校验位,用以校验整段数据的准确性。

[0068] 作为本实施例的另一种实施方式,心电监测仪还可以应用于睡眠监测等场景,例如,将心电监测仪作为睡眠监测器的形式,在该睡眠监测器形成的设备上还可以设置有USB

接口,以对睡眠监测器进行充电。

[0069] 此外,对于主体部分硬件时序数据库设计方面,具体可以为:

[0070] 文件结构方面:第一,文件索引存储在内置flash中,这样可以快速存取。其中包括:文件序号,文件名称,文件类型,是否可删除(就是存储无空闲时该文件是否可被删除),数据采集率,总字节数,已存储字节数,是否自动上传,起始存储地址,下一个存储地址,下一个上传的数据地址。第二,文件内容存储在外置flash中。(文件索引地址,文件数据)这样每个块中存储的最大的文件数据大小为块大小减4字节,这个记作文件块大小。第三,文件数据的结构,不同文件类型的文件数据的结构不一样。主要分为睡睡康文件数据,普通文件数据等。(普通文件数据其实没有结构,直接就是字节流存取;睡睡康文件数据结构:时间,数据)

[0071] 再者,对于外置flash的结构方面:第一,定义基本的参数,由真正的flash芯片来实现。(起始地址,总大小,块总数,每个块的大小,每个页的大小)。第二,块的结构:块首4字节存储块是否已被占用,块尾4字节存储下一块的地址,中间存储数据。

[0072] 此外,对于流程方面:第一,类文件系统初始化流程,新建或者打开默认的一些文件如睡睡康文件。(申请索引空间,申请一个数据存储空间,分别存储文件索引和文件数据等)。第二,文件写入流程,根据文件名称判断文件是否存在,不存在则转到新建或打开文件流程,存在则读取到需要的参数,转到尝试写入数据流程:根据文件下一个存储地址写入数据,写入成功则结束,flash异常则报错,无空闲空间则转入申请文件空闲存储空间的流程,申请成功则再尝试写入,申请失败则报错。第三,文件读取流程,传入文件名称、数据长度、文件数据位置(文件已上传字节数或已上传的数据地址),根据文件名称先从文件索引区找到该文件,判断文件数据位置是否小于文件总字节数,根据差值除以文件数据块的大小,得到文件内部的块索引,然后根据文件存储的起始地址计算需要读取数据的地址,返回读取到的数据,读取失败报错。第四,文件数据被动上传流程,传入文件名称,文件上传地址或已上传字节数,定位文件数据位置,读取文件并上传。第五,文件数据主动上传流程,就是根据上传标识启动,然后参照被动上传流程上传文件数据。上传成功后擦出文件数据空间,擦出文件索引空间。

[0073] 在实际应用中,本实施例中的心电贴的核心电路,可以和心电贴集成在一个独立小包装里,也可以用数据线连接至于外部。

[0074] 实施例二:

[0075] 本发明实施例提供的一种心电监测系统,如图5所示,心电监测系统2包括:终端设备21以及上述实施例一提供的心电监测仪。终端设备与心电监测仪1通过无线和/或有线通信连接。心电监测仪中的时序数据传输模块将心电时序数据传输至终端设备。再者,心电监测仪也可以通过数据线,将时序数据传输至上位机、手机、电脑、服务器等终端设备。因此,终端设备可以为上位机、手机、计算机、服务器中的至少一种。

[0076] 终端设备包括:数据存储模块。数据存储模块用于将心电时序数据中的时间戳与数据分离存储。具体的,数据存储模块应用于服务器、平板、手机、电脑,负责将接收到的数据压缩后落地存储到磁盘上或者手机上。存储时,采用一种高效的数据结构将时间戳和数据分离存储,显著提升了数据的写入速度,同时该数据结构也保证了极高的查询速度。

[0077] 作为一个优选方案,存储时采用的结构主要分两部分:索引结合标签部分和数据

部分。这两个部分各自采用一个文件存储,分别命名为索引加标签文件和数据文件。

[0078] 因此,终端设备包括:数据分析模块与预警模块;数据分析模块用于通过计算对心电时序数据进行数据分析,得到分析结果;分析结果包括:预设时间平均心率、预设时间平均心率趋势、预设阶段平均心率均方值、呼吸率心率比、正常心动周期的标准差以及心率变异性趋势曲线中的至少一种;预警模块用于根据分析结果进行心率异常、心脏早搏、心脏房颤中至少一种的预警。

[0079] 需要说明的是,心电监测仪传输心电时序数据至终端设备的方式包括以下至少之一:心电检测仪直接发送心电时序数据至上位机、手机、计算机、服务器中的至少一种;心电检测仪将心电时序数据传输至ARM硬件,ARM硬件传输心电时序数据至上位机、手机、计算机、服务器中的至少一种。

[0080] 对于索引部分,采用固定长度的结构来存储时间戳和数据指针,一条索引数据称为索引条目,主要包括如四部分:时间戳,8字节(64位有符号整型),采用类Unix时间戳实现;数据指针:8字节(64位无符号整型),标识该条时序数据在数据文件中的偏移量(相对文件头);数据长度,4字节(32位无符号整型),标识该条时序数据在数据文件中占用的长度;数据标签:4字节(32位无符号整型),标识该条时序数据的标签或者说明。

[0081] 对于索引数据,采用索引文件末尾追加写的方式,文件中已经写入的数据不可修改,这样的顺序写可以极大提高数据的写入速度。同时考虑到时序数据时间戳单调递增性,索引文件中的存储的时间戳天然有序,查找时可以采用简单的二分法进行,兼具实现的简单性和查询的高效性。

[0082] 其中,对于数据部分,数据文件是无结构的,写入新的时序数据时直接在文件尾追加写入,这样的写入方式效率非常高,可以充分利用磁盘的IO能力。

[0083] 对于写入过程,服务器接收到客户端传输来的时序数据库后,将分如下步骤进行写入:A、先将数据追加写到数据文件尾部,同时获得本次写入的起始点在数据文件中相对于文件头的偏移量;B、若步骤A写入成功,使用时间戳、步骤A获得的偏移量和数据长度构造索引条目;C、将步骤B构造的索引条目追加写入索引文件末尾;D、若步骤C写入成功,写入结束。若上述步骤有任何一步失败,向客户端返回错误码,通知客户端写入失败并通过错误码告知客户端失败原因,例如,空间不足、数据太长、内存不足等。

[0084] 终端设备还可以包括:数据查询模块,允许通过多种信道如TCP、命名管道、HTTP等,和本平台进行交互,并能通过多种查询条件获取需要的数据。本实施例提供了各种信道的具体实现,对于应用只需要选择相应的实现调用即可,不需要自行处理有关信道的技术细节。

[0085] 进一步的是,收到客户端查询请求后,查询过程如下:解析其请求的时间范围,获取请求的起始时间和结束时间;在索引文件中采用二分法查找相应的索引条目,起始时间对应的索引条目称为起始索引条目,结束时间对应的索引条目称为结束索引条目;顺序读取起始索引条目到结束索引条目间的所有索引条目;依次根据索引条目中包含的数据偏移量和长度到数据文件中读取相应的时序数据;通过客户端的信道将读取到的数据返回给客户端。若上述过程中出现失败或错误,返回相应的错误码。

[0086] 当然,心电时序数据也可以直接传输给服务器,服务器上有时序分析工具,可以支持大并发访问,例如数据分析工具等。具体的,原始心电时序数据传输至服务器后,服务器

可以实时的进行数据的初步分析,得到心率、呼吸、体动的值,存储在时序数据库内存或者时序数据库存储中。

[0087] 此外,终端设备还包括:数据分析模块。数据分析模块用于通过计算对心电时序数据进行数据分析,得到分析结果。分析结果包括:预设时间平均心率、预设时间平均心率趋势、预设阶段平均心率均方值、呼吸率心率比、正常心动周期的标准差以及心率变异性趋势曲线中的至少一种。

[0088] 心电监测仪发到服务器、手机、平板、电脑上的数据,可以设置指定的时间长度,该段时间内的数据,可以保存在内存空间中,提升读取性能。内存空间中的数据缓存,按时间推进持续更新。实时数据分析插件可以访问到实时数据缓存模块中的数据,然后进行相关分析。实时数据分析插件分析到的结果,也可以写到数据库中。或者通过接口,将分析的结果让外部读到或者写到外部空间中。

[0089] 具体的,实现步骤可以为:1、在时序数据库开发包SDK中定义了时序数据处理的接口定义:IPlugin。该接口主要包括初始化函数(Initialize)、时序数据处理函数(ProcessData)、停止函数(Shutdown);2、具体的处理程序需要实现IPlugin接口,并将具体的实现以动态链接库的形式放置在指定位置(以下称插件目录);3、数据库平台启动时扫描步骤2中的插件目录中的动态链接库,并分别加载到内存中,检查这些动态链接库是否实现了步骤1中的IPlugin接口,若实现了IPlugin接口则实例化该接口并调用其初始化函数Initialize;4、将初始化成功的插件实例保存在内存中;5、数据库平台收到新的时序数据后,首先通过时序数据存储机制将其保存到数据库文件中,然后将时序数据依次送入内存中保存的各个插件的数据处理程序ProcessData,这样就完成了各个插件对数据的处理;6、数据库平台停止运行时,依次调用各个插件的停止函数Shutdown,通知各个插件释放资源、清理缓存、停止运行。

[0090] 作为本实施例的另一种实施方式,数据分析模块可以采用数据分析算法,数据分析算法过程如下:

[0091] (1) 选择一段静卧且具备一定长度(例如2分钟)的数据段,记为数组 $y(N)$, N 为数据长度。

[0092] (2) 计算该段数据的平均值并记为 avg ,即:

$$[0093] \quad avg = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} y(i)$$

[0094] (3) 用原始数据减去平均值,并将结果保存为一新数组 $x(N)$,即:

$$[0095] \quad x(i) = y(i) - avg, i \in [0, N-1]$$

[0096] (4) 将各个数据点平方,并保存为一新数组 $s(N)$,即:

$$[0097] \quad s(i) = x(i) \cdot x(i), i \in [0, N-1]$$

[0098] (5) 选定一段时间(一般取1s左右),按数据采样率计算其对应的数据长度,记为 L 。

[0099] (6) 以长度 L 为窗口,计算 $s(N)$ 各个点的平均值并将结果保存为一新数组 $b(N)$,即

$$b(i) = \frac{1}{L} \sum_{j=0}^{L-1} s(i - \frac{L}{2} + j), \text{本步骤可重复2-3次。}$$

[0100] (7) 新建一长为 L 的数组 $g(L)$,将该数组按如下方法初始化:

[0101] $g(i) = e^{-\left(i-\frac{L}{2}\right)^2}$, i 为数组下标

[0102] (8) 将 $b(N)$ 与 $g(N)$ 做卷积, 结果保存为一新数组 $h(N)$, 即:

$$[0103] \quad h(i) = \sum_{j=0}^{L-1} b\left(i - \frac{L}{2} + j\right) \cdot g(j), i \in [0, N-1]$$

[0104] 该步骤可进行 2-3 次, 所得 $h(N)$ 即为心跳波, 每个波峰即对应一次心跳发生的时刻。

[0105] (9) 取一时间长度, 单位为秒并记为 t , 按采样率计算其对应数据长度, 记为 L , 在数组 $h(N)$ 中依次计算相应长度 L 内数组 $h(N)$ 的极大值 (波峰) 个数并记为 P , 然后按如下公式计算 $\frac{60P}{t}$ 即为该 t 秒内的心率。

[0106] 对于心电时序数据的计算与处理, 主要包含了以下几个方面的计算: 从测量到的原始信号中, 计算得到被测人的心脏跳动数据。从而得到小时平均心率计算、整夜平均心率、周平均心率计算、月平均心率、年平均心率等计算结果, 可以计算每日小时平均心率趋势、每月日平均心率趋势、每年日平均心率趋势、每年月平均心率计算、各阶段平均心率均方值, 整夜大于 100 次/分钟或小于 60 次/分钟的心率, 对上述数据进行日、周、月、季、年度等的统计。还可以根据识别出的心率得出心率变异性 (heart rate variability, 简称 HRV)、呼吸率心率比、正常心动周期的标准差 (Standard Deviation Of NN Intervals, 简称 SDNN)、短程平均 NN 间期的标准差 (SADNN)、相邻 NN 间期差值的均方根 (aviation of NN intervals, 简称 RMSSD)、相邻正常窦性心搏间期差值超过 50ms 的个数占总窦性心搏数的百分率 (percentage of differences exceeding 50ms between adjacent normal number of intervals, 简称 PNN50) 等与心率变化有关的参数, 给出每小时和整夜心率变异性趋势曲线。测量到的心电时序数据, 还可以进行心率异常、早搏、房颤等预警, 通过手机、平板、电脑、服务器等, 通知给使用者。通过多种算法, 可以分析出心脏不同健康状态下的数据, 提供给使用者。还可以通过一段时间的心电情况, 对身体做出现应的调整, 因此心电监测系统的适用广泛。

[0107] 作为本实施例的另一种实施方式, 还可以通过第三方插件利用可调用算法, 对上述得到的心率、呼吸、体动的值进行进一步的分析。其中, 对于第三方插件方面, 可以利用第三方插件的实时分析机制, 包括:

[0108] 1、首先定义一个接口 IPlugin, 该接口定义了插件的名称、启动、工作、停止函数 (参见代码段: IPlugin.cs)

[0109] 2、具体插件的类需要实现接口 IPlugin 并生成一个 dll 放置在主程序的 plugins 文件夹下

[0110] 3、主程序启动时会扫描 plugins 目录, 查找其中的 dll, 动态加载到内存中, 实例化其中的类并转为 IPlugin 接口 (下文称插件), 然后调用各插件的 Startup 进行函数初始化。

[0111] 4、主程序同时启动其他部分, 主要包括数据接收模块 (与设备打交道的模块) 和数据分析模块 (实时分析数据的模块)

[0112] 5、主程序的数据接收模块接收到设备上传的数据后, 传递给数据分析模块, 然后将分析的结果储存到时序数据库, 目前的结果主要包括状态 (静卧、体动、离床)、心率和呼

吸率。

[0113] 6、当主程序检测到分析结果出现离床的状态，则将之前的结果合并为一个SleepSegment结构(主要包括哥哥时间点的状态、心率和呼吸率集合，参见代码段：SleepSegment.cs)调用个插件的ProcessSleepSegment函数将刚才的分析结果送入插件供各插件使用。

[0114] 7、主程序退出时，依次调用各插件的Shutdown函数，通知插件保存数据、清理资源然后退出

[0115] 进一步的是，终端设备还包括：显示模块以及预警模块。显示模块用于对心电时序数据和/或分析结果进行显示。预警模块用于根据分析结果进行心率异常、心脏早搏、心脏房颤中至少一种的预警。

[0116] 优选的，终端设备可以是服务器、手机、其它智能硬件等。终端设备对数据处理完成后，可以通过手机APP、微信小程序、短信、人工坐席电话等，对数据分析结果进行预警。

[0117] 例如，如图6和图7所示，显示模块还可以显示出部分老人的数据与睡睡康年轻人的心率变异性数据、年轻人日常不同状态下心率变异性数据对比等。例如，图6和图7中显示出的多尺度熵，因此，显示模块可以显示出心电图的多尺度熵分析图。

[0118] 需要说明的是，数据分析模块用于对心电时序数据进行处理，得到心率、呼吸、体动、睡姿、多尺度熵中的至少一种信息。数据分析模块还用于通过计算对心率、呼吸、体动、睡姿、多尺度熵中的至少一种信息进行数据分析，得到数据分析结果。

[0119] 因此，终端设备还包括：显示模块与控制模块；显示模块用于对心电时序数据和/或数据分析结果进行显示；控制模块用于根据数据分析结果，控制枕头的振动、枕头的形态以及床的形态中的至少一种。

[0120] 本实施例中，心电监测系统包括：迷你电极贴片、主控单元盒、数据传输协议、云端数据存储、云端算法分析以及设备结构。如果采用蓝牙模式的设备，可以通过电脑、手机、平板、蓝牙网关、服务器等，存储设备数据并分析；如果采用2G/3G/4G/5G、NB-IoT的设备，数据直接传输给服务器，可以通过手机、平板、电脑，从服务器访问原始数据和数据结果；如果采用wifi模块的设备，通过路由器数据传输给服务器，可以通过手机、平板、电脑，从服务器访问原始数据和数据结果。

[0121] 需要说明的是，心电监测系统主要涉及心电测量以及数据处理传输技术，实时检测人体心电指数，并通过无线传输给PC、手机、平板、服务器等设备进行分析处理。由于其便携性、低功耗等特点，可广泛用于医院、家庭、健身房等地方。

[0122] 本实施例中，采用迷你电极作为传感装置的感应部分，经过导线连接进行A/D转化成数字信号，并通过ARM处理器对数据处理储存，并通过蓝牙发送到手机、电脑、平板等。所有元件都集成到一起，通过封装，人只需把仪器贴放到胸口，通过电脑或移动设备实时观测自己的心电情况，通过一些分析软件，也可对数据做出相应的预警和建议。

[0123] 作为本实施例的另一种实施方式，心电监测仪采集到原始数据后，并将原始数据作为时序数据保存到云端；云端服务器接收到数据后，对原始数据进行存储；通过云端服务器的插件机制，对原始数据进行分析，得到心率、呼吸、体动、睡姿等数据，同步放到时序数据库硬盘存储和时序数据库的内存存储空间中；通过进一步的分析插件，通过算法，分析得到用户的呼吸状态；如果用户处于打呼噜或者呼吸暂停状态，则调整枕头或者床的形态，减

少用户的打呼噜;通过原始数据,可以分析出用户在床上或者枕头上的位置和睡姿,在调整枕头和床形态时,要结合用户的睡姿进行判断调节。用户也可以通过手机APP、软件程序等,主动控制枕头的振动、枕头形态,床的形态等。

[0124] 因此,通过本实施例提供的系统,不仅解决了目前的心电仪不易携带,导致很多患者很难及时得到预防和治疗的技术问题。更是可以实时计算得到用户心率变异性、呼吸暂停、睡眠分期图等数据,实现对各参数的检测、传输、存储、显示和分析等,更是可以通过数据的实时监测分析,实现对枕头、床形态的调整或者振动,从而调整用户的睡姿,实现减少打呼噜、睡眠呼吸暂停的发生。该产品能够适用于家庭、养老院、医院等进行生理参数监测与实时的睡眠质量调整。

[0125] 其中,对于呼吸暂停动态检测算法可以包括:

[0126] 1、初始化呼吸暂停检测参数,主要包括:最长区间长度,有效子区间长度,最短呼吸暂停长度,呼吸暂停阈值,呼吸用力阈值,呼吸用力占比阈值等。

[0127] 2、获取一段在床静卧的数据(体动和离床不分析),通过平滑滤波获取其呼吸波数据

[0128] 3、根据呼吸波计算其个点的振幅,计算方法为:找出呼吸波的波峰和波谷,通过分段3次样条曲线将所有波峰点拟合为一条曲线,波谷同样办法拟合为一条曲线,然后计算个点的峰谷差作为该点的振幅。

[0129] 4、计算整段区间的呼吸波振幅均值。

[0130] 5、按指定暂停阈值计算找出呼吸弱的区间,并计算该区间的心跳波的平整度,返回0-1的小数,越大说明越平整。若该区间心跳平整度大于一定阈值,则认为是中枢性呼吸暂停。

[0131] 6、按指定呼吸用力阈值找出呼吸用力的区间,并检测该区间的波形是否符合呼吸用力的特征,若符合度达到一定阈值,则认为是阻塞性呼吸暂停。

[0132] 此外,对于控制枕头振动减少打鼾的具体方法,可以包括:数据采集电路采集数据,并将采集到的数据传输到STM32。STM32对采集数据进行存储、远程发送服务器、收集服务器打鼾反馈控制信号电路。在接收到打鼾信号后,通过控制开关电源通断控制电机振动调节打鼾状态电路。其中,STM32向服务器传输数据,服务器根据该数据分析打鼾反馈,并向STM32反馈打鼾信息。

[0133] 对于通过控制枕头充气以减少打鼾的方面,具体可以包括:

[0134] (1) 枕头内置多段气囊隔舱。

[0135] (2) 通过上述算法,检测到睡眠呼吸暂停后,可控制充气泵对气囊进行充放气,控制枕头形状,调整人体睡姿,从而减少打鼾。

[0136] (3) 枕头控制充放气,调节枕头形状,减少打鼾电路原理。

[0137] 对于第(3)步骤,具体的:数据采集电路采集数据,并将采集到的数据传输到STM32。STM32对采集数据进行存储、远程发送服务器、收集服务器打鼾反馈控制信号电路。在接收到打鼾信号后,通过控制气囊充放气,调整枕头形状,降低打鼾发生。其中,STM32向服务器传输数据,服务器根据该数据分析打鼾反馈,并向STM32反馈打鼾信息。

[0138] (4) 根据数据,判别睡姿,控制枕头状态。

[0139] 其中,控制枕头状态的算法具体可以有以下流程:

[0140] 在测量到的原始数据中：幅值较大、持续时间短的为体动；两段体动之间，平均幅值较大部分为平躺；两段体动之间，平均幅值较小部分为侧卧。

[0141] 通过枕头控制的基本原理，判断到有睡眠呼吸暂停后，检测状态。若当前为平躺，调整枕头形状，为斜面（如枕头内有三个气囊，气囊1充气，气囊2不变，气囊3放气）。若当前为平躺，调整枕头形状，为平面（所有3个气囊均放气到0位，同时同步进行等量充气）。需要说明的是，对于气囊隔仓的数量，可以为多个，每个气囊隔仓内设置有充气泵。例如，气囊隔仓1内设置有自身的充气泵、气囊隔仓2内设置有自身的充气泵、气囊隔仓3内设置有自身的充气泵。

[0142] 其中，体动、平躺、侧卧判断的算法包括：

[0143] 1. 提取数据

[0144] 得到一维原始数据数组： $x(N)$ ， N 为数组长度。

[0145] 2. 计算得到整体数据的平均值 μ 为： μ

$$[0146] \quad \mu = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$$

[0147] 3. 计算得到整体数据的均方差：

$$[0148] \quad \sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu)^2} \text{ 或者 } \sigma = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i - \mu|$$

[0149] 4. 设置阈值：

[0150] (1) 体动阈值： $Th_{BodyMove} = 10 * \sigma$

[0151] (2) 离床阈值： $Th_{leavebed} = 0.05 * \sigma$

[0152] 5. 数据分段：

[0153] (1) 构建空数据MoveResult (N)

[0154] (2) 设置分割数据点的长度，例如： $m = 100$ （数值越小越好）

[0155] (3) 整体的数据 $x(N)$ ，被分为 $\frac{N}{m}$ 份。

[0156] (4) 比较得到每段数据 $x(j * m, (j+1) * m)$ 内的最大值 Max_j 和最小值 Min_j ，计算得到该段内最大值和最小值的差值：

$$[0157] \quad \Delta_j = Max_j - Min_j$$

[0158] (5) 判断情况：

[0159] a) 若 $\Delta_j > Th_{BodyMove}$ ，则判断该段数据为体动，即：

$$[0160] \quad MoveResult(j * m, (j+1) * m) = 1,$$

[0161] 则记录这段数据的平均值： $\mu_{BodyMove}$

[0162] b) 若 $\Delta_j < Th_{leavebed}$ ，则判断该段数据为离床：

$$[0163] \quad MoveResult(j * m, (j+1) * m) = -1,$$

[0164] c) 在其中间为在床

$$[0165] \quad MoveResult(j * m, (j+1) * m) = 0,$$

[0166] 记录这段数据的平均值为： μ_{Onbed} ，进一步判断。

[0167] 其中,若 $\mu_{0nbed} < 0.5\mu_{BodyMove}$,此时状态为侧卧;若 $\mu_{0nbed} \geq 0.5\mu_{BodyMove}$,此时状态为平躺。

[0168] 此外,对于控制床的形状减少打鼾方面,具体流程可以包括:

[0169] (1) 通过数据监测,识别是否打鼾。

[0170] (2) 实时监测到打鼾后,控制床状态的电路原理。

[0171] (3) 监测到打鼾与用户的睡姿,控制床的形态:

[0172] a) 监测到打鼾时,抬高床头,抬高床尾;打鼾症状消失,放平床;

[0173] b) 床头床尾有限位器;

[0174] c) 床头床尾有接近开关,到水平位置的时候触发,可以是系统感知床头床尾的归零状态。

[0175] 具体的,数据采集电路采集数据,并将采集到的数据传输到STM32。STM32对采集数据进行存储、远程发送服务器、收集服务器打鼾反馈控制信号电路。在接收到打鼾信号后,通过控制步进电机,控制床头、床尾位置。其中,STM32向服务器传输数据,服务器根据该数据分析打鼾反馈,并向STM32反馈打鼾信息。

[0176] 在这里示出和描述的所有示例中,任何具体值应被解释为仅仅是示例性的,而不是作为限制,因此,示例性实施例的其他示例可以具有不同的值。

[0177] 应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

[0178] 附图中的框图显示了根据本发明的多个实施例的系统和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上,框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一部分,所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意,在有些作为替换的实现中,方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如,两个连续的方框实际上可以基本并行地执行,它们有时也可以按相反的顺序执行,这依所涉及的功能而定。也要注意,框图中的每个方框、以及框图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0179] 本发明实施例提供的心电监测系统,与上述实施例提供的心电监测仪具有相同的技术特征,所以也能解决相同的技术问题,达到相同的技术效果。

[0180] 其中,FLASH存储模块等存储器可能包含高速随机存取存储器(RAM, Random Access Memory),也可能还包括非易失性存储器(non-volatile memory),例如至少一个磁盘存储器。

[0181] 最后应说明的是:以上所述实施例,仅为本发明的具体实施方式,用以说明本发明的技术方案,而非对其限制,本发明的保护范围并不局限于此,尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,其依然可以对前述实施例所记载的技术方案进行修改或可轻易想到变化,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改、变化或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明实施例技术方案的精神和范围,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应所述以权利要求的保护范围为准。

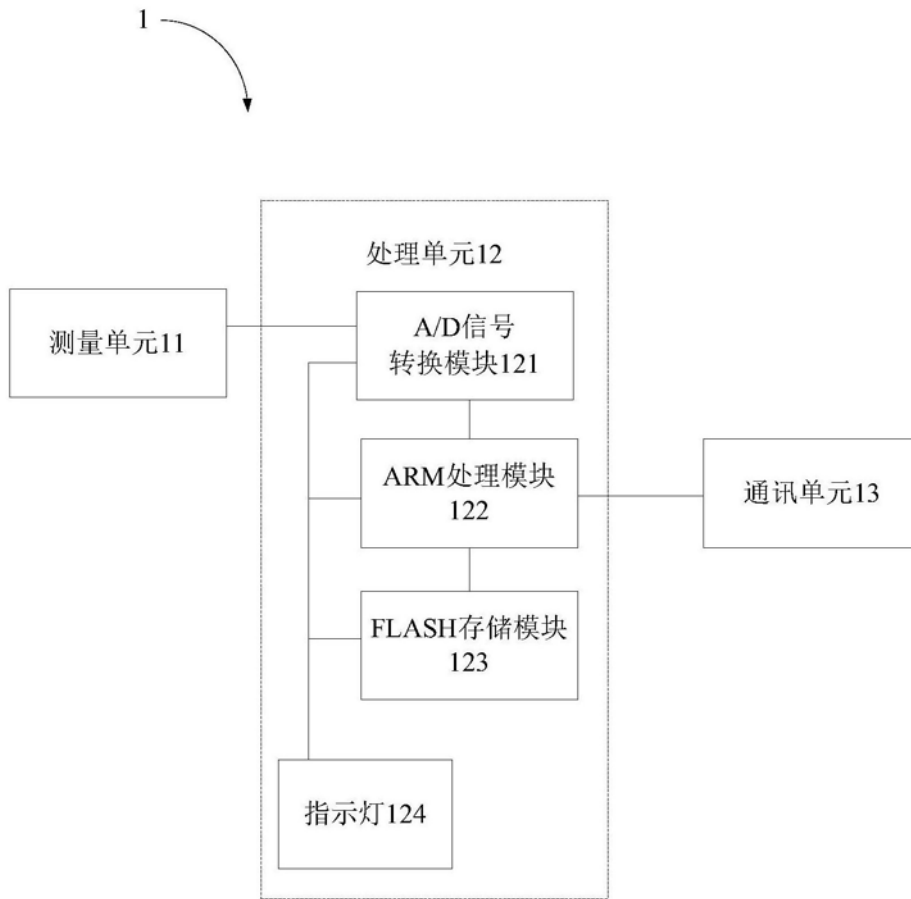


图1

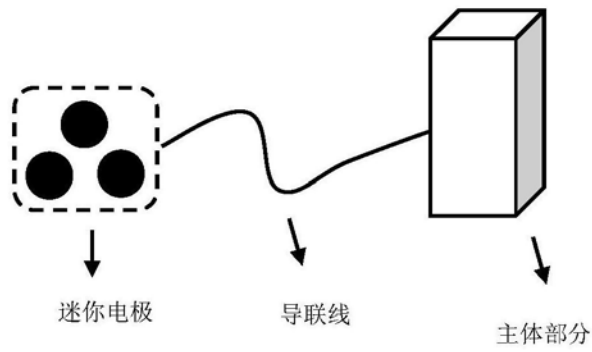


图2

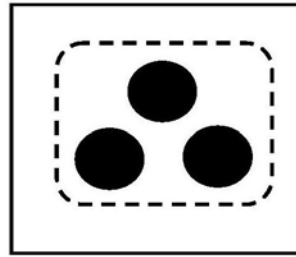


图3a

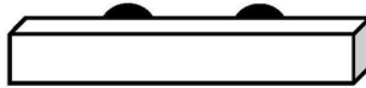


图3b

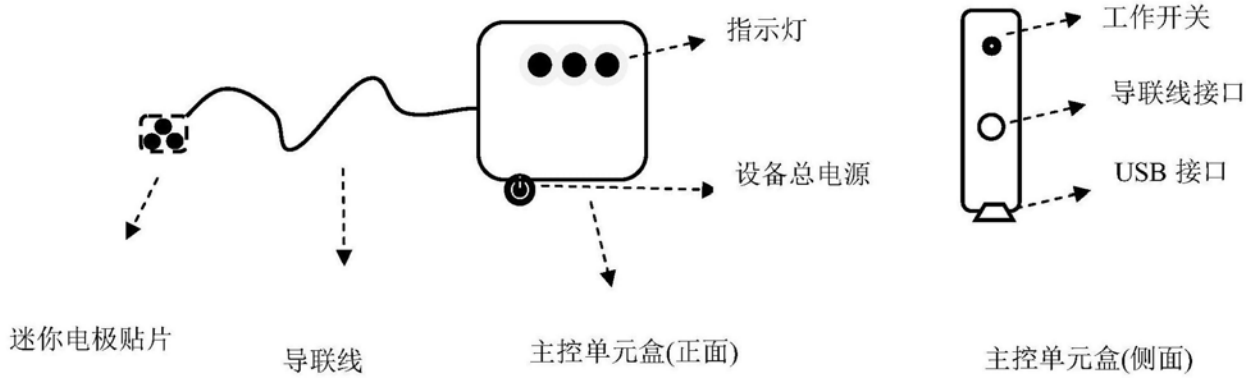


图4

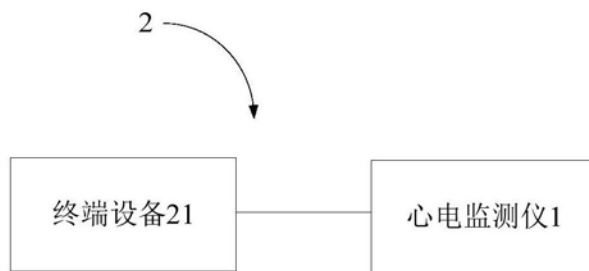


图5

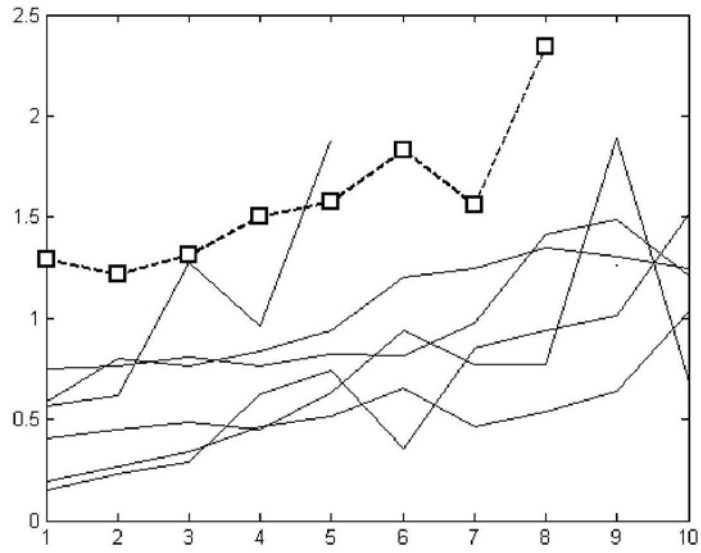


图6

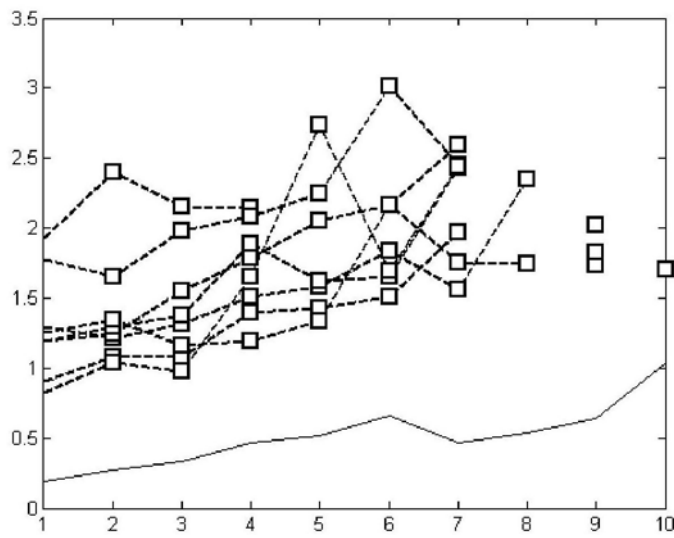


图7

专利名称(译)	心电监测仪以及心电监测系统		
公开(公告)号	CN109009080A	公开(公告)日	2018-12-18
申请号	CN201811000899.1	申请日	2018-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	北京大众益康科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京大众益康科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京大众益康科技有限公司		
[标]发明人	王晋平 杜磊 赵炫 崔子琦 崔子豪		
发明人	王晋平 杜磊 赵炫 崔子琦 崔子豪		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/04012 A61B5/7225		
代理人(译)	邓超		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种心电监测仪以及心电监测系统，心电监测仪包括：测量单元用于利用若干个微电极贴片通过测量获取用户的心电模拟信号；处理单元包括：A/D信号转换模块、ARM处理模块以及FLASH存储模块；A/D信号转换模块用于对心电模拟信号进行A/D转换得到心电数字信号；ARM处理模块用于对心电数字信号进行数据处理得到心电时序数据；通讯单元用于通过时序数据传输模块将心电时序数据传输至终端设备(终端设备可以是服务器、手机、其它智能硬件)；数据处理完成后，可以通过手机APP、微信小程序、短信、人工坐席电话等，对数据分析结果进行预警；解决了目前的心电仪不易携带，导致很多患者很难及时得到预防和治疗的的技术问题。

