



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210494064 U

(45)授权公告日 2020.05.12

(21)申请号 201822265047.7

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

(22)申请日 2018.12.31

(73)专利权人 南京茂森电子科技有限公司

地址 210008 江苏省南京市栖霞区尧化街
道科创路1号04栋705室

(72)发明人 吴健康

(74)专利代理机构 北京清诚知识产权代理有限公司 11691

代理人 乔东峰 耿晓岳

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/046(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

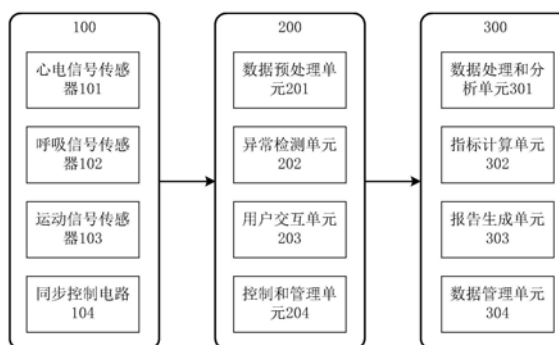
权利要求书1页 说明书7页 附图1页

(54)实用新型名称

一种动态心电、呼吸和运动监测设备

(57)摘要

本实用新型公开了一种动态心电、呼吸和运动监测设备,所述设备包括同步获取装置(100)和监测装置(200)和数据分析装置(300)。同步获取装置(100)同步获取人体的心电信号、呼吸信号和运动信号,并将所获取的各信号发送给监测装置,监测装置(200)根据运动信号对人体的活动类型进行分类,并按类别对所述心电信号、呼吸信号和运动信号进行预处理和检测,以分析人体可能出现的心电异常、呼吸异常或运动异常。数据分析装置(300)统计人体的各个活动类型下的自主神经心肺调控指标。本实用新型能够获得各种情景下的心电、呼吸和心肺交互指标,根据这些实测指标及相应的正常参考值,给出可供参考的临床意义解释。



1. 一种动态心电、呼吸和运动监测设备,包括同步获取装置(100)和监测装置,其中:

同步获取装置(100)用于同步获取人体的心电信号、呼吸信号和运动信号,并将所获取的各信号发送给监测装置;

所述同步获取装置包括心电信号传感器(101)、呼吸信号传感器(102)和运动信号传感器(103),其分别用于获取人体的心电信号、呼吸信号和运动信号;

所述同步获取装置还包括同步控制电路(104),其用于对所述心电信号传感器(101)、呼吸信号传感器(102)和运动信号传感器(103)的信号获取进行同步控制,以便三个传感器同步采集心电、呼吸和运动数据;

监测装置(200)用于接收所述同步获取装置(100)发送的各信号,以分析人体可能出现的心电异常、呼吸异常或运动异常。

2. 如权利要求1所述的动态心电、呼吸和运动监测设备,其特征在于,所述心电异常检测包括房颤检测,房颤检测时使用以下两个特征:RR间期分布的熵、RR间期分布面积。

3. 如权利要求1所述的动态心电、呼吸和运动监测设备,其特征在于,还包括数据分析装置,并且,

所述监测装置将进行预处理和异常检测的心电信号、呼吸信号和运动信号发送给数据分析装置。

4. 如权利要求1至3中任一项所述的动态心电、呼吸和运动监测设备,其特征在于,所述同步获取装置为可穿戴设备。

5. 如权利要求1至3中任一项所述的动态心电、呼吸和运动监测设备,其特征在于,所述监测装置为无线便携装置。

6. 如权利要求3所述的动态心电、呼吸和运动监测设备,其特征在于,所述数据分析装置是一个数据处理和存储平台。

一种动态心电、呼吸和运动监测设备

技术领域

[0001] 本申请涉及人体健康状况监测技术领域,具体涉及一种动态的心电、呼吸和运动监测设备。

背景技术

[0002] Holter作为一种动态心电图记录系统,记录使用者24-48小时内连续的心电图信号,并通过使用者手工记录的方式记录使用者的活动信息。医生可以通过回放和分析软件查看使用者的心脏异常事件以诊断使用者潜在的心脏疾病。

[0003] 为了在人们的日常生活中记录心电图以及相关的活动及心情,有不少相应的工作和发明。例如:美国专利5036856则是一种检测心电图、活动心情的设备。活动和心情信号的记录可以与Holter的心电图信号记录分别进行,然后把这三种信号相关,或这三种信号的记录同时存在于一个设备中。中国专利“一种动态心电和运动记录与分析系统”,申请号201110025095.5公开了一种动态心电和运动记录与分析系统,用于自动检测使用者活动和进行活动情景下的心电分析。该系统记录和自动检测使用者日常的物理运动,如躺、坐、走、跑、摔、坐起、站起、坐下、躺下等,并给出相应的活动强度;自动分析心电图;该系统给出使用者在不同的活动强度下的心率变异性,以及心率变异性随活动类型、活动强度、和时间的变化。

[0004] 心肺代谢系统是在自主神经系统(Autonomic Nervous System ANS)调控下心、肺和其它器官交互和动态平衡系统。心电信号和呼吸信号与被测者的活动类型、活动强度、以及心情高度相关。传统的Holter只是记录和分析单一的心电图信号,并要求使用者记录当天的活动内容。使用者的活动记录难以与心电图配准,使用者记录往往带有主观和模糊因素,更坏的情况是有的甚至不能记录,或忘记记录。这样,在很多情景下,医生无法确定使用者发生心律失常事件的具体情景,从而无法给出准确的诊断。

实用新型内容

[0005] 本实用新型旨在解决当前的Holter动态心电图仪无法将心电信号与呼吸信号、心肺交互指标结合给出人体健康状况监测的缺陷。

[0006] 1.一种动态心电、呼吸和运动监测设备,包括同步获取装置和监测装置,其中:同步获取装置用于同步获取人体的心电信号、呼吸信号和运动信号,并将所获取的各信号发送给监测装置;监测装置用于接收所述同步获取装置发送的各信号,并根据运动信号对人体的活动类型进行分类,并按类别对所述心电信号、呼吸信号和运动信号进行预处理和检测,以分析人体可能出现的心电异常、呼吸异常或运动异常。

[0007] 根据本实用新型的优选实施方式,所述同步获取装置包括心电信号传感器、呼吸信号传感器和运动信号传感器,其分别用于获取人体的心电信号、呼吸信号和运动信号。

[0008] 根据本实用新型的优选实施方式,所述同步获取装置还包括同步控制电路,其用于对所述心电信号传感器、呼吸信号传感器和运动数据传感器的信号获取进行同步控制,

以便三个传感器同步采集心电、呼吸和运动数据。

[0009] 根据本实用新型的优选实施方式,所述心电异常检测包括房颤检测,房颤检测时使用以下两个特征:RR间期分布的熵、RR间期分布面积。

[0010] 根据本实用新型的优选实施方式,设备还包括数据分析装置,并且,所述监测装置将进行预处理和异常检测的心电信号、呼吸信号和运动信号发送给数据分析装置;所述数据分析装置统计人体的各个活动类型下的自主神经心肺调控指标。

[0011] 根据本实用新型的优选实施方式,所述数据分析装置还用于分析心电异常或呼吸异常发生的情景。

[0012] 根据本实用新型的优选实施方式,,所述同步获取装置为可穿戴设备。

[0013] 根据本实用新型的优选实施方式,所述监测装置为无线便携装置。

[0014] 根据本实用新型的优选实施方式,所述数据分析装置是一个数据处理和存储平台。

[0015] 根据本实用新型的优选实施方式,所述人体的活动类型分类包括稳定活动状态和睡眠状态,稳定活动状态包括坐、站、走、跑,所述睡眠状态包括觉醒期、快速眼动期、入睡期、浅睡期、轻度睡眠期、深度睡眠期。

[0016] 本实用新型能够获得各种情景下的心电、呼吸和心肺交互指标,根据这些实测指标及相应的正常参考值,给出可供参考的临床意义解释。同时,本实用新型便于用户使用,交互方便。

附图说明

[0017] 图1是本实用新型的设备中使用的动态心电、呼吸和运动监测方法的流程图;

[0018] 图2为本实用新型的一个实施例的可穿戴式动态心电、呼吸和运动监测设备的逻辑方框图。

具体实施方式

[0019] 下面将参照附图更详细地描述本明的示例性实施例。虽然附图中显示了本实用新型的示例性实施例,然而应当理解,本实用新型可以以各种形式实现,实施例并不是用于限制本实用新型的范围。相反,提供这些实施例的目的是为了使本领域的技术人员更透彻地理解本实用新型。

[0020] 本文中的术语“和/或”仅仅是一种描述关联对象的关联关系,表示可以存在三种关系,例如“A和/或B”可以表示:单独存在A,同时存在A和B,单独存在B这三种情况。另外,本文中字符“/”,一般表示前后关联对象是一种“或”的关系。

[0021] 心肺一体、呼吸对心率的调制水平是人体心肺代谢系统最佳状态的表征,也是人体焦虑和抑郁水平的标志。因此,本实用新型引入呼吸信号和心肺交互指标,将Holter 从单一心电监测扩展到心电、呼吸和心肺交互。同时,本实用新型引入睡眠状态(质量)分类和呼吸暂停等异常检测;进一步分析在不同活动状态和睡眠状态下的心率变异性、呼吸变异性、心肺交互指标。这些指标对于心血管病、高血压、糖尿病、心理障碍等诸多疾病具有预防和管理具有重要意义。

[0022] 由此,本实用新型总的来说提出一种动态心电、呼吸和运动监测设备,图1是本实

用新型的设备中使用的动态心电、呼吸和运动监测方法的流程图,基于此,本实用新型的设备至少包括同步获取装置和监测装置,同步获取装置同步获取人体的心电信号、呼吸信号和运动信号,并将所获取的各信号发送给监测装置;监测装置接收所述同步获取装置发送的各信号,并根据运动信号对人体的活动类型进行分类,并按类别对所述心电信号、呼吸信号和运动信号进行预处理和检测,以分析人体可能出现的心电异常、呼吸异常或运动异常。由此,本实用新型能够实现不同活动状态下的心率变异性、呼吸变异性、心肺交互指标的检测。此外,设备优选的还包括数据分析装置,监测装置将进行预处理和异常检测的心电信号、呼吸信号和运动信号发送给数据分析装置,数据分析装置统计人体的各个活动类型下的自主神经心肺调控指标,或分析心电异常或呼吸异常发生的情景。

[0023] 下面结合附图和具体实施方式对本实用新型做进一步的说明。

[0024] 图2所示为本实用新型的一个实施例的可穿戴式动态心电、呼吸和运动监测设备的逻辑方框图。如图所示,整个设备包括同步获取装置100、监测装置200和数据分析装置。

[0025] 一、同步获取装置

[0026] 该实施例中,同步获取装置100实现为一种可穿戴式设备,其用于实时获取心电、呼吸和运动数据,包括心电信号传感器101、呼吸信号传感器102和运动信号传感器103,还包括同步控制电路104。

[0027] 心电信号传感器101用于获取人体的心电信号。在该实施例中,其基本机构与常规的Holter类似,可以选择从单导联、二导联、三导联、到12导联。

[0028] 呼吸信号传感器102用于获取人体的呼吸信号。在该实施例中,其采取胸阻抗测量方式。人体的胸部相当于一段容积导体,其阻抗包括电抗、感抗和容抗。由于人体感抗很小,一般可忽略不计,而容抗在高频电流作用下也很小,所以对高频电流来说,胸阻抗基本上就是电阻的变化。根据电阻的定义,当物质组成改变即电阻率 ρ 改变,电阻值都会改变。随着人体一呼一吸的运动,胸廓会不断发生变化,肺内气体也随之改变,这就相当于 ρ 发生了变化。因而人体胸部阻抗也就随之不断地变化。因此,我们就可以通过检测胸部电压的变化 ΔV 来反映阻抗的变化 ΔZ ,从而间接地反映人体的呼吸活动。在实现的时候,借用心电获取模块的两个覆盖胸部的电极,使用诸如ads1292r的芯片就可以实现。

[0029] 运动数据传感器103用于获取人体的运动信号。在该实施例中,其采用三维加速度计传感器。由于人体的活动,包括躺、坐、站、走、跑、摔,都以躯干的姿态来判断的,因此,三维加速度计传感器必须稳定地附着在躯干上。

[0030] 同步控制电路104用于对心电信号传感器101、呼吸信号传感器102和运动数据传感器103的信号获取进行同步控制,以便三个传感器同步采集心电、呼吸和运动数据。心电的采样率在200Hz到1000Hz之间,如取500Hz,呼吸采样率为100Hz,运动数据的采样率为50Hz,则在每20ms之内,采5个心电数据、1个呼吸数据、5个心电数据、1个呼吸数据、1个运动数据。每个数据以12比特表示,则总数据率为:50x 13x 12bit=7800bit。

[0031] 二、监测装置

[0032] 由同步获取装置获取的各信号通过蓝牙传送到监测装置200。该实施例中,监测装置200是智能手机或平板电脑,智能手机/平板电脑上安装有相应的监测APP。但在其实施方式中,监测装置也可以是专用设备。不论以现有的设备实现,还是专用设备,监测装置200都包括至少包括有数据预处理单元201和异常检测单元202。数据预处理单元201用于对同步

获取装置获取的各信号进行去噪、滤波、重采样等预处理,以符合数据检测分析的需要;异常检测单元202用于检测预处理后的信号,以监测可能的心电异常、呼吸异常和运动异常。

[0033] 在优选实施方式中,监测装置200还可包括交互单元203和控制和管理单元204,以完成实时数据获取、异常检测、数据传输等任务,保证整个监测过程的顺利进行。

[0034] 交互单元203接受来自异常检测单元的结果,根据预先设定好的处理情景定义,向预设的设备,例如分别向佩戴者自身、家属、医生的智能便携设备发送信息。交互单元还可以接受以及来自医生的医嘱。例如,接收到心电异常房颤连续一段时间,马上报分析结果连同原始心电信号上报给医生,提请医生进一步诊断。在收到医嘱后,马上通知佩戴者。

[0035] 控制和管理单元204用于控制交互单元203的操作、数据存储和用户设备管理。例如负责佩戴者管理,实时数据管理(接收、验证完整性、存储、处理结果的存储、上传、等),通信管理等。

[0036] 在该实施例中,数据预处理单元201通过蓝牙从同步获取装置100接收心电、呼吸和运动数据,首先检查这三种数据的噪声水平,判别有无佩戴问题和电极脱落现象。在检查到佩戴正确的情况下,对心电信号,需去除基线漂移和运动噪声,使用常规的心电数据小波变换QRS波检测方法,得到RR间期序列。

[0037] 数据预处理单元201也使用运动加速度信号,完成活动分类。该实施例中的活动分类方法使用加速度信号的三种特征来描述被测者活动强度、姿态和过渡活动。这三种特征为:信号幅度面积、加速度计轴与重力方向的夹角和累积变化量。其中信号幅度面积用于描述被测者活动强度,该值越大,表明被测者活动强度越大;加速度计轴与重力方向夹角表明被测者躯干与地平面的夹角,依据该特征能够判别被测者是处在躺,坐或立的哪一种姿态;累积变化量是本实用新型用于描述被测者姿态变化时的特征,能够依据该特征判别被测者的姿态转变类型。三种特征的定义和计算如下三式:

$$[0038] \quad SMA(i) = \frac{1}{N} \left(\sum_{Ni}^{N(i+1)-1} |a_{m,1}| + \sum_{Ni}^{N(i+1)-1} |a_{m,2}| + \sum_{Ni}^{N(i+1)-1} |a_{m,3}| \right) \quad (1)$$

$$[0039] \quad \theta_k = \cos^{-1}(\bar{a}_{g,k} / g) \quad (2)$$

$$[0040] \quad \begin{cases} \Delta a_{g,k}(i) = a_{g,k}(i+1) - a_{g,k}(i) \\ \begin{cases} AV_k(1) = \Delta a_{g,k}(1), m=1 & i=1 \\ AV_k(i) = \sum_{j=m}^i \Delta a_{g,k}(j) & \text{sgn}[\Delta a_{g,k}(i)] = \text{sgn}[\Delta a_{g,k}(i-1)], i>1 \\ AV_k(i) = 0, m=i & \text{otherwise} \end{cases} \end{cases} \quad (3)$$

[0041] 其中SMA为信号幅度面积, θ_k 为第k轴与重力方向的夹角, AV_k 为第k轴的累积变化量。所有特征都是在窗口时间N内提取得到, N大小为1秒。

[0042] 有了三个特征量,就可以用常规的分类方法对人体9种最为常见的活动(躺,起身,坐,躺下,起立,站,坐下,走,跑)进行分类,从而得出被测者此时处于这几类活动的概率。

[0043] 心电异常(如房颤)、呼吸异常(如呼吸暂停)、运动异常(如摔倒)都是重要的健康事件,需要实时检测和报警。因此,异常检测是监测装置中的一个重要功能单元。本实用新型提出一种快捷而准确的房颤检测方法。

[0044] 房颤时由于心脏活动的复杂性心率呈现为不稳定的变化,RR间期可以认为是随机变化的。因此通过评价短时间内的RR间期分布的随机性即可判断当前的心搏是否处于AF片段内。选取下述两个特征:

[0045] RR间期分布的熵。

[0046] 取一段RR间期序列,长度取为L,然后将这一段序列中最大的8个值和最小的8个值剔除,再对剩下的RR间期序列值求概率分布,然后求取剩下的RR间期的序列值的最大值和最小值,并将这个最大值和最小值之间的区间分为16等分,然后求得RR间期在每个小区间的概率

$$[0047] \quad p(i) = \frac{N_{bin}(i)}{L-16} \quad (4.1)$$

[0048] 其中 $N_{bin}(i)$ 表示在第i个小区间内的RR间期序列值的数目。进一步求得当前RR间期序列的熵:

$$[0049] \quad SE = -\sum_{i=1}^{16} p(i) \frac{\log(p(i))}{\log(16)} \quad (4.2)$$

[0050] 在实验设计中将短时计算的窗口设计为 $L=128$,然后计算RR间期序列的熵估计值SE,并设置SE的阈值THR,当 $SE>THR$ 时认为当前的RR间期是在AF片段内。通过ROC曲线分析就可以的到近似最优的阈值THR。

[0051] RR间期分布面积。

[0052] 首先取一定长度的RR间期序列,长度L取为100,将这100个序列所处的空间分为 10×30 的网格,然后统计有分布点的网格的数目。也就是将每10个序列点在其RR间期的幅值上分为30个小区间,并统计在每个小区间里的点数,当每个区间有点时,记为该区间的面积为1。最后计算长度为100的序列的分布面积大小作为检测AF的特征。

[0053] 对一段心电数据进行上述特征提取,根据特征进行简单的房颤判别,就可以获得较高精度的分类结果。

[0054] 三、数据分析装置300

[0055] 数据分析装置300对由同步获取装置3100实时获取,并由监测装置200分别进行过预处理和异常检测的心电、呼吸和运动信号,进行进一步的分析和融合,从而获得能表示人体自主神经心肺代谢系统健康状况的系列指标,同时分类和分析睡眠状态。该实施例中,其是一个数据处理和存储平台。包括数据处理和分析单元301、指标计算单元302、报告生成单元303和数据管理单元304。

[0056] 数据处理和分析单元301主要有下述两大功能:

[0057] 计算心率变异性指标、呼吸变异性指标和心肺交互指标。各指标如下表所示:

| | 指标名称 | 定义和意义 |
|--------|------|--|
| [0058] | 时域线性 | NN Mean NN 间期均值，其倒数为心率，正常值为 60-80 |
| | | SDNN NN 间期的标准方差，表示心率变异的幅度，幅度大则身体状况佳。 |
| | | RMSSD 相邻 NN 间期差的平方和的方根，与副交感神经水平相关 |
| | | pNN50 相邻 NN 间期差超过 50ms 占总数的比例 |
| | 非线性 | ApEn 近似熵，度量心率变化的无规性。 |
| | | DFA 以分形法计算的消除趋势波动指标。 |
| | 频域 | VLF NN 功率谱中甚低频（0.003-0.04Hz）分量占总量的比 |
| | | LF NN 功率谱中低频（0.04-0.15Hz）分量占总量的比 |
| | | HF NN 功率谱中高频（0.15-0.4Hz）分量占总量的比 |
| | | LF/HF 低频与高频分量之比 |
| [0059] | 心肺交互 | Coherence 和谐指数，心率与呼吸归一化互功率谱密度 |

[0060] 睡眠分类。

[0061] 人的睡眠可以分为不同的阶段。国际上将睡眠分为觉醒期(wake)、快速眼动期(Rapid Eye Movement, REM) 和非快速眼动期(Non-Rapid Eye Movement, NREM)。其中, NREM 期分为S1期(亦称入睡期), S2期(亦称浅睡期), S3期(亦称轻度睡眠期) 和S4期(亦称深度睡眠期)。根据心电、呼吸和运动加速度信号进行睡眠分类, 首先设计和定义分类器。在一定数目的已经标定的睡眠分类数据上, 以心电和呼吸信号计算出的上表所列出的所有指标, 以及以运动加速度信号计算出的运动强度作为输入, 使用分类学习算法(例如支持向量机 SVM), 获得分类器的参数, 完成分类器的设计和定义。分类器定义好之后, 就可以使用该分类器, 以心率变异性指标、呼吸变异性指标、心肺交互指标、运动强度等一共12个数值指标作为输入, 分类睡眠状态。

[0062] 指标计算单元302完成不同活动和睡眠状态下的自主神经心肺调控指标系列指标的计算。整个计算分为下述几步:

[0063] 根据活动分类和睡眠分类结果, 分割所有心电和呼吸数据, 及其对应的自主神经心肺调控指标系列指标, 包括心率变异性、呼吸变异性和心肺交互指标。

[0064] 对于所有稳定活动状态(坐、站、走、跑) 和睡眠状态(觉醒期、快速眼动期、入睡期、浅睡期、轻度睡眠期、深度睡眠期), 去除开始和结束部分, 统计中间部分的自主神经心肺调控指标系列指标。并对所有状态下的系列指标打上时间标签。

[0065] 对于所有稳定活动状态(坐、站、走、跑) 和睡眠状态(觉醒期、快速眼动期、入睡期、浅睡期、轻度睡眠期、深度睡眠期), 及其过度状态, 进一步分析心电和呼吸信号, 特别是各种心电异常发生的情景, 呼吸暂停发生的情景。

[0066] 报告生成单元303根据指标计算单元302的结果, 生成监测和分析报告。报告的内容可以包括:

[0067] 心电、呼吸、运动数据的独立分析结果统计;

[0068] 心电、呼吸、运动异常的数据样本,方式时间、情景、状态;

[0069] 不同活动状态和睡眠状态下的自主神经心肺调控指标系列,及其临床意义。特别是睡眠状态下的自主神经心肺调控指标系列,可以稳定地表明被测者的身体状况。并可以作为基线,分析其它活动和睡眠状态下的自主神经心肺调控指标系列的临床意义;

[0070] 一个24小时生理周期内的自主神经心肺调控指标系列的变化分析。

[0071] 上述所有报告内容,都可以以数字和图表的方式呈现。

[0072] 数据管理单元304为每一位被测者建立一个完整的数据档案,包括:原始数据、异常数据、活动状态、睡眠状态、及其相应的自主神经心肺调控指标系列,以及最终报告。并将整个数据完整地上传到医院HIS系统,或特定数据库。

[0073] 综上,本实用新型公开了一种动态心电、呼吸运动监测设备,用于自动检测佩戴者的活动、以及各种活动情景下的心电、呼吸以及心肺交互数据。并进一步分类各种活动情景和睡眠状态,检测心电异常、呼吸异常(如暂停)、活动异常(如摔倒),以及在各种情景下的心电、呼吸和心肺交互指标。根据这些实测指标及相应的正常参考值,给出可供参考的临床意义解释。

[0074] 应当理解,为了精简本实用新型并帮助本领域的技术人员理解本实用新型的各个方面,在上面对本实用新型的示例性实施例的描述中,本实用新型的各个特征有时在单个实施例中进行描述,或者参照单个图进行描述。但是,不应将本实用新型解释成示例性实施例中包括的特征均为本专利权利要求的必要技术特征。

[0075] 应当理解,可以对本实用新型的一个实施例的设备中包括的模块、单元、组件等进行自适应性地改变以把它们设置在与该实施例不同的设备中。可以把实施例的设备包括的不同模块、单元或组件组合成一个模块、单元或组件,也可以把它们分成多个子模块、子单元或子组件。

[0076] 本实用新型的实施例中的模块、单元或组件可以以硬件方式实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器(DSP)来实现根据本实用新型实施例。

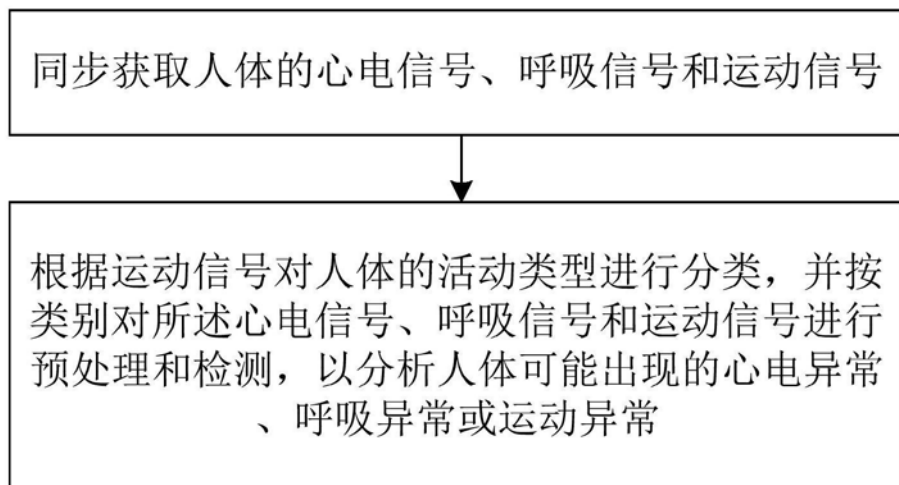


图1

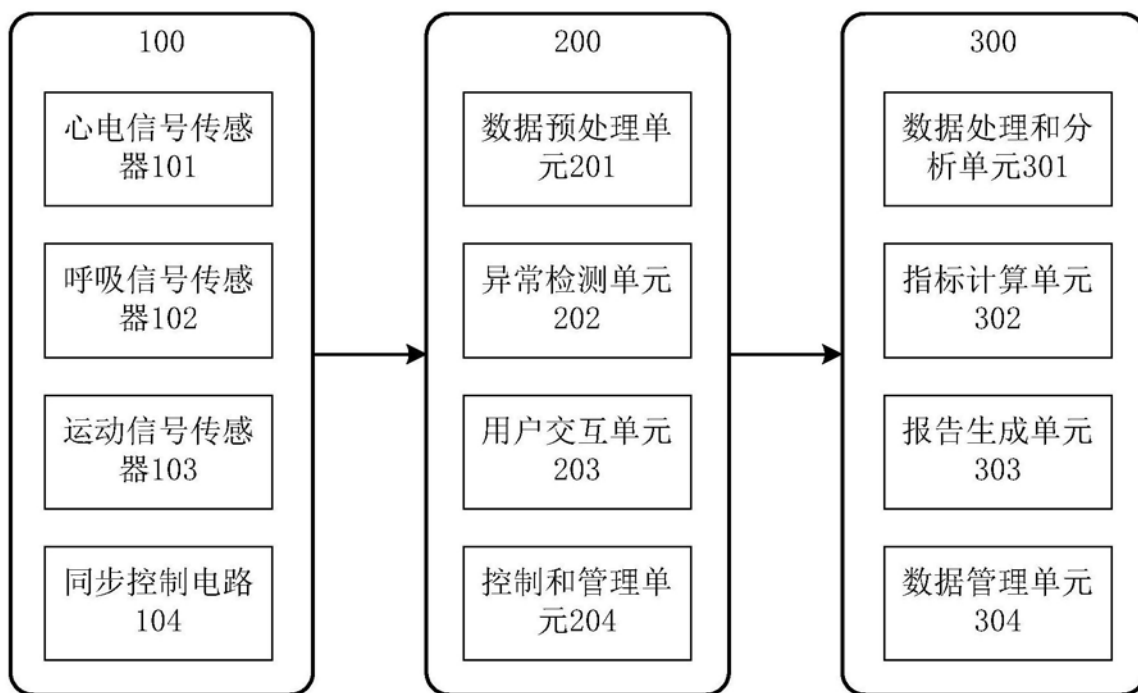


图2

| | | | |
|---------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 一种动态心电、呼吸和运动监测设备 | | |
| 公开(公告)号 | CN210494064U | 公开(公告)日 | 2020-05-12 |
| 申请号 | CN201822265047.7 | 申请日 | 2018-12-31 |
| [标]发明人 | 吴健康 | | |
| 发明人 | 吴健康 | | |
| IPC分类号 | A61B5/0402 A61B5/046 A61B5/0205 A61B5/11 A61B5/00 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本实用新型公开了一种动态心电、呼吸和运动监测设备，所述设备包括同步获取装置(100)和监测装置(200)和数据分析装置(300)。同步获取装置(100)同步获取人体的心电信号、呼吸信号和运动信号，并将所获取的各信号发送给监测装置，监测装置(200)根据运动信号对人体的活动类型进行分类，并按类别对所述心电信号、呼吸信号和运动信号进行预处理和检测，以分析人体可能出现的心电异常、呼吸异常或运动异常。数据分析装置(300)统计人体的各个活动类型下的自主神经心肺调控指标。本实用新型能够获得各种情景下的心电、呼吸和心肺交互指标，根据这些实测指标及相应的正常参考值，给出可供参考的临床意义解释。

