



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109199349 B

(45) 授权公告日 2023. 08. 22

(21) 申请号 201811108041.7

A61B 5/318 (2021.01)

(22) 申请日 2018.09.21

A61B 5/00 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 109199349 A

(56) 对比文件

CN 106901705 A, 2017.06.30

CN 204483982 U, 2015.07.22

(43) 申请公布日 2019.01.15

JP 2017006183 A, 2017.01.12

(73) 专利权人 杭州电子科技大学

CN 108010578 A, 2018.05.08

地址 310018 浙江省杭州市下沙高教园区2号大街

US 2018078191 A1, 2018.03.22

JP H08131404 A, 1996.05.28

(72) 发明人 赵治栋 唐陶波 邓艳军 黄经州 郭春伟

CN 104323770 A, 2015.02.04

JP H10323331 A, 1998.12.08

(74) 专利代理机构 杭州君度专利代理事务所 (特殊普通合伙) 33240

US 2017042434 A1, 2017.02.16

US 2009240118 A1, 2009.09.24

专利代理师 黄前泽

US 4331154 A, 1982.05.25

审查员 冀晨曦

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205 (2006.01)

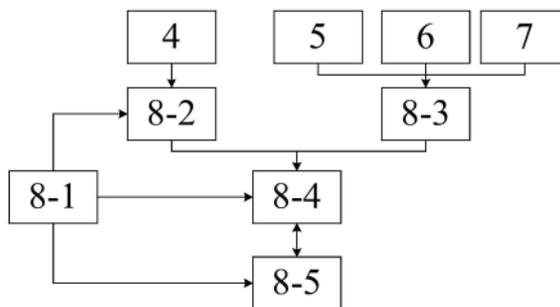
权利要求书3页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

一种心电脉搏监测马桶及其血压获取方法

(57) 摘要

本发明公开了一种心电脉搏监测马桶及其血压获取方法。部分状态较差的人群在上厕所过程中,容易血压升高,动脉扩张,严重的可能导致血管破裂而猝死。本发明一种心电脉搏监测马桶,包括手柄、脉搏传感器、第一电极片、第二电极片、第三电极片和信息处理电路。脉搏传感器设置在手柄的外端。所述的第一电极片设置在手柄的中部。第二电极片及第三电极片均设置在马桶圈上。信息处理电路包括稳压电路、脉搏信号滤波电路、心电采集电路和控制器。脉搏信号滤波电路将脉搏信号滤波后传输给控制器;心电采集电路将心电信号转化为数字信号后传输给控制器。本发明能够实现对使用者心电、脉搏、血压的实时精准检测,对使用者的身体健康有很好的监测作用。



1. 一种心电脉搏监测马桶的血压获取方法,其特征在于:采用的设备包括马桶、手柄、脉搏传感器、第一电极片、第二电极片、第三电极片和信息处理电路;所述的手柄设置在马桶的一侧;所述的脉搏传感器设置在手柄的外端;所述的第一电极片设置在手柄的中部;第二电极片及第三电极片均设置在马桶圈上;

所述的信息处理电路包括稳压电路、脉搏信号滤波电路、心电采集电路和控制器;稳压电路为脉搏信号滤波电路、心电采集电路和控制器供电;所述的脉搏信号滤波电路包括第一三线插接件和放大器;第一三线插接件的第一接线端接电阻R301及电容C301的一端;电阻R301的另一端接电阻R302、电容C303及电容C304的一端;电容C303及电容C304的另一端均接地;电容C301的另一端接电阻R303、电阻R304及电容C302的一端;电阻R302及电容C302的另一端均接放大器的正相输入端;电阻R303、电阻R304的另一端均接放大器的反相输入端及输出端;第一三线插接件的第二接线端及放大器的正供电电压端均接稳压电路的电压输出端;第一三线插接件的第三接线端及放大器负供电电压端均接地;第一三线插接件的第一接线端、第二接线端、第三接线端与脉搏传感器的信号输出引脚、供电引脚、地线引脚分别相连;放大器的输出端为脉搏信号滤波电路的脉搏信号输出端,与控制器的数模转换引脚相连;

所述的心电采集电路包括心率采集芯片和第二三线插接件;所述心率采集芯片的SEP引脚接第二三线插接件的第二接线端,SEN引脚接第二三线插接件的第三接线端,GND引脚接地,VDD引脚接电压输出端;第二三线插接件的第一接线端接地;第二三线插接件的第一接线端、第二接线端、第三接线端与第一电极片、第二电极片、第三电极片分别电连接;心率采集芯片的RX引脚、TX引脚为心电采集电路心电信号输出引脚,与控制器的UART串口信号发送引脚、UART串口信号接收引脚分别相连;

该马桶的血压获取方法具体如下:

步骤一、使用者需要坐上马桶圈,使得臀部与第二电极片及第三电极片接触,大拇指按住脉搏传感器的检测头,且手臂或手掌与第一电极片接触;

步骤二、脉搏传感器持续检测使用者的脉搏信号,并传输给脉搏信号滤波电路进行滤波后传输给控制器进行数模转换;使得控制器得到使用者的脉搏波形图曲线;

第二电极片和第三电极片将检测到的使用者心电信号持续传输给心电采集电路;心电采集电路内的心率采集芯片将接收到的心电信号转化为数字信号并传输给控制器,使得控制器得到使用者的心电图曲线;

步骤三、将1赋值给i;

步骤四、持续对心电图曲线进行有效峰值点定位,获得心电图曲线的有效峰值位置;对脉搏波形图曲线进行有效峰值点定位,获得脉搏波形图曲线的有效峰值位置;

心电图曲线ECG上出现第i个有效峰值点后,确定心电图曲线ECG上第i个有效峰值点的电压大小 $PPV_i$ ,并确定与心电图曲线上第i个有效峰值点对应的脉搏波形图曲线的有效峰值点位置;计算使用者的第i次心率 $HR_i$ ;  $HR_i = 1/T_i$ ;  $T_i$ 为心电图曲线ECG上第i个有效峰值点与第i+1个有效峰值点之间的时间差,单位为分钟;计算第i个脉搏波传导时间 $PWTT_i$ ;

步骤五、根据心电图曲线ECG上第i个有效峰值点的电压大小 $PPV_i$ 、第i次心率 $HR_i$ 和第i个脉搏波传导时间 $PWTT_i$ 计算第i个收缩压 $SBP_i$ 和第i个舒张压 $DBP_i$ ;

之后,将第i个收缩压 $SBP_i$ 、第i个舒张压 $DBP_i$ 分别添加到横坐标为时刻,纵坐标为血压

值的血压坐标系内,并进入步骤六;

步骤六、若使用者离开马桶,则进入步骤七,否则,将*i*增大1后,重复执行步骤四和五;

步骤七、将血压坐标系内对应收缩压的离散点连接,并将血压坐标系内对应舒张压的离散点连接;

其中第*i*个收缩压 $SBP_i$ 的计算表达式为 $SBP_i = k \cdot PWTT_i + t$ ;第*i*个舒张压 $DBP_i$ 的计算表达式为 $DBP_i = a \cdot PWTT_i + b \cdot HR_i + c \cdot PPV_i + d$ ;

*k*、*t*、*a*、*b*、*c*、*d*按照以下两种取值方式中的一种确定;

方式1: $k = -63$ 、 $t = 110.897$ 、 $a = -268.86$ 、 $b = 1.432$ 、 $c = 0.0056$ 、 $d = 21.2948$ ;

方式2:*k*、*t*、*a*、*b*、*c*、*d*通过使用者初始化匹配得到,匹配方式如下;

使用者坐在马桶上获得*n*组心电脉搏数据组, $n \geq 3$ ,并同步用血压计测量收缩压和舒张压;心电脉搏数据组内包括心电图曲线上有效峰值点的电压大小、心率、脉搏波传导时间;将*n*组心电脉搏数据组和对应的*n*个血压值代入 $SBP_i = k \cdot PWTT_i + t$ 和 $DBP_i = a \cdot PWTT_i + b \cdot HR_i + c \cdot PPV_i + d$ 进行计算,并通过最小二乘法进行线性拟合得到*k*、*t*、*a*、*b*、*c*、*d*的取值;

其中,对心电图曲线ECG或脉搏波形图曲线PPG进行有效峰值点定位的方法具体如下:

(1)对心电图曲线ECG或脉搏波形图曲线PPG通过小波阈值滤波法进行滤波、去噪和平滑波形;

(2)对(1)处理后所得的曲线进行求导,得到导函数曲线;并对导函数曲线求零点,从而确定(1)处理后所得曲线的极大值点、极小值点的位置;

(3)在极值点中筛选出*a*个初定峰值点;初定峰值点为纵坐标大于*S'*的极大值点, $S' = k \cdot (S_{\max} - S_{\min}) + S_{\min}$ ;其中 $S_{\max}$ 为(1)所得所有点中的纵坐标最大的值; $S_{\min}$ 为(1)所得所有点中的纵坐标最小的值;若进行有效峰值点定位的是心电图曲线ECG,则 $k = 2/3$ ;若进行有效峰值点定位的是脉搏波形图曲线PPG,则 $k = 1/2$ ;

(4)将*a*个初定峰值点分为*b*个初步有效峰值组;同一个初步有效峰值组内任意两个相邻的初定峰值点的时间差(横坐标间距)大于*X*;X取0.2~0.5秒任意一值;

(5)每个初步有效峰值组内纵坐标最大的那个初定峰值点作为有效峰值点;从而得到*b*个有效峰值点。

2.根据权利要求1所述的一种心电脉搏监测马桶的血压获取方法,其特征在于:所述的信息处理电路还包括无线传输模块;所述的无线传输模块与控制器相连,与上位机无线通讯;所述心率采集芯片的型号为BMD101;所述脉搏传感器的型号为PulseSensor;所述的控制器采用型号STM32F103的单片机。

3.根据权利要求1所述的一种心电脉搏监测马桶的血压获取方法,其特征在于:所述的稳压电路包括稳压芯片和两线插接件;所述稳压芯片的型号为SGM2020-3.3;稳压芯片的1及2引脚均接电容C201的一端及两线插接件的一个接线端;稳压芯片的3引脚、电容C201的另一端及两线插接件的另一个接线端均接地;稳压芯片的4引脚接电容C202的一端,5引脚接电容C203的一端;电容C202及电容C203的另一端均接地;两线插接件与外部5V电源接口;稳压芯片的5引脚为稳压电路的电压输出端。

4.根据权利要求1所述的一种心电脉搏监测马桶的血压获取方法,其特征在于:第*i*个脉搏波传导时间为心电图曲线上第*i*个有效峰值点与对应的脉搏波形图曲线有效峰值点之间的时间差;心电图曲线ECG上的有效峰值点与脉搏波形图曲线PPG的有效峰值点匹配的方

法如下:若心电图曲线ECG上一个有效峰值点的时刻早于脉搏波形图曲线PPG上的一个有效峰值点的时刻,且两者之间不存在心电图曲线ECG的其他有效峰值点和脉搏波形图曲线PPG上的其他有效峰值点,则两者相互对应。

5.根据权利要求1所述的一种心电脉搏监测马桶的血压获取方法,其特征在于:步骤五中,若第*i*个收缩压高于高压报警预设值或第*i*个舒张压高于低压报警预设值,则无线传输模块向上位机发送报警信号;高压报警预设值等于146mmHg;低压报警预设值等于96mmHg。

## 一种心电脉搏监测马桶及其血压获取方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于生理信号处理技术领域,具体涉及一种心电脉搏监测马桶及其血压获取方法。

### 背景技术

[0002] 随着科技的进步,马桶也发生着日新月异的变化,各类智能马桶不断涌现。智能马桶融合电子技术、集成电路、通信技术等各种技术并结合人类健康检测是现代智能马桶发展的趋势。

[0003] 居家环境下的生理健康监测系统不但可以分担高成本的医疗费用,通过长期持续性的健康监测数据可以更进一步察觉健康异常的征兆,成为健康与医疗的第一道防线,医疗服务从被动的治疗与急救成为更积极的预防性医疗。许多学者提出将生理监测的功能与生活用品或周围环境相结合,以非察觉的测量方法进行长时间记录生理参数的变化。

[0004] 生活中常有听说有人在上厕所过程中发生猝死的现象,尤其在老人中更为常见。其猝死原因多为一些心脏病人在如厕时用力太大,引起的血压升高,动脉扩张,最终血管破裂而猝死。因而在如厕过程中,实时监测如厕者血压,在其血压存在风险时,及时提醒报警,可以及时的预防与救治心脏疾病患者。

[0005] 现有的人体连续血压测量方法可分为有创测量法和无创测量法。动脉插管法被认为是一种有创连续血压获取的“金标准”,它将连接压力传感器的导管插入大动脉或者心脏来监测血压信号,从而实现连续地测量血压,但该方法局限性大。无创连续血压获取方法包括动脉张力法、容积补偿法和脉搏波传导时间测量法等。其中脉搏波传导时间法测量方便、舒适度高、效果理想。近年来,国内外的学者对脉搏波传导时间测量法做了大量的研究,目的在于提高测量精度,以求能够达到临床效果。

### 发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种心电脉搏监测马桶及其血压获取方法。

[0007] 本发明一种心电脉搏监测马桶,包括手柄、脉搏传感器、第一电极片、第二电极片、第三电极片和信息处理电路。所述的手柄设置在马桶的一侧。所述的脉搏传感器设置在手柄的外端。所述的第一电极片设置在手柄的中部。第二电极片及第三电极片均设置在马桶圈上。

[0008] 所述的信息处理电路包括稳压电路、脉搏信号滤波电路、心电采集电路和控制器。稳压电路为脉搏信号滤波电路、心电采集电路和控制器供电。所述的脉搏信号滤波电路包括第一三线插接件和放大器。第一三线插接件的第一接线端接电阻R301及电容C301的一端。电阻R301的另一端接电阻R302、电容C303及电容C304的一端。电容C303及电容C304的另一端均接地。电容C301的另一端接电阻R303、电阻R304及电容C302的一端。电阻R302及电容C302的另一端均接放大器的正相输入端。电阻R303、电阻R304的另一端均接放大器的反相输入端及输出端。第一三线插接件的第二接线端及放大器的正供电电压端均接稳压电路的

电压输出端。第一三线插接件的第三接线端及放大器负供电电压端均接地。第一三线插接件的第一接线端、第二接线端、第三接线端与脉搏传感器的信号输出引脚、供电引脚、地线引脚分别相连。放大器的输出端为脉搏信号滤波电路的脉搏信号输出端，与控制器的数模转换引脚相连。

[0009] 所述的心电采集电路包括心率采集芯片和第二三线插接件。所述心率采集芯片的SEP引脚接第二三线插接件的第二接线端，SEN引脚接第二三线插接件的第三接线端，GND引脚接地，VDD引脚接电压输出端。第二三线插接件的第一接线端接地。第二三线插接件的第一接线端、第二接线端、第三接线端与第一电极片、第二电极片、第三电极片分别电连接。心率采集芯片的RX引脚、TX引脚为心电采集电路心电信号输出引脚，与控制器的UART串口信号发送引脚、UART串口信号接收引脚分别相连。

[0010] 进一步地，所述的信息处理电路还包括无线传输模块。所述的无线传输模块与控制器相连，与上位机无线通讯。所述心率采集芯片的型号为BMD101。所述脉搏传感器的型号为PulseSensor。所述的控制器采用型号STM32F103的单片机。

[0011] 进一步地，所述的稳压电路包括稳压芯片和两线插接件。所述稳压芯片的型号为SGM2020-3.3。稳压芯片的1及2引脚均接电容C201的一端及两线插接件的一个接线端。稳压芯片的3引脚、电容C201的另一端及两线插接件的另一个接线端均接地。稳压芯片的4引脚接电容C202的一端，5引脚接电容C203的一端。电容C202及电容C203的另一端均接地。两线插接件与外部5V电源接口。稳压芯片的5引脚为稳压电路的电压输出端。

[0012] 该心电脉搏监测马桶的血压获取方法具体如下：

[0013] 步骤一、使用者需要坐上马桶圈，使得臀部与第二电极片及第三电极片接触，大拇指按住脉搏传感器的检测头，且手臂或手掌与第一电极片接触。

[0014] 步骤二、脉搏传感器持续检测使用者的脉搏信号，并传输给脉搏信号滤波电路进行滤波出后传输给控制器进行数模转换。使得控制器得到使用者的脉搏波形图曲线。

[0015] 第二电极片和第三电极片将检测到的使用者心电信号持续传输给心电采集电路。心电采集电路内的心率采集芯片将接收到的心电信号转化为数字信号并传输给控制器，使得控制器得到使用者的心电图曲线。

[0016] 步骤三、将1赋值给i。

[0017] 步骤四、持续对心电图曲线进行有效峰值点定位，获得心电图曲线的有效峰值位置。对脉搏波形图曲线进行有效峰值点定位，获得脉搏波形图曲线的有效峰值位置。

[0018] 心电图曲线ECG上出现第i个有效峰值点后，确定心电图曲线ECG上第i个有效峰值点的电压大小 $PPV_i$ ，并确定与心电图曲线上第i个有效峰值点对应的脉搏波形图曲线的有效峰值点位置。计算使用者的第i次心率 $HR_i$ ； $HR_i = 1/T_i$ ； $T_i$ 为心电图曲线ECG上第i个有效峰值点与第i+1个有效峰值点之间的时间差，单位为分钟。计算第i个脉搏波传导时间 $PWTT_i$ 。

[0019] 步骤五、根据心电图曲线ECG上第i个有效峰值点的电压大小 $PPV_i$ 、第i次心率 $HR_i$ 和第i个脉搏波传导时间 $PWTT_i$ 计算第i个收缩压 $SBP_i$ 和第i个舒张压 $DBP_i$ 。

[0020] 之后，将第i个收缩压 $SBP_i$ 、第i个舒张压 $DBP_i$ 分别添加到横坐标为时刻，纵坐标为血压值的血压坐标系内，并进入步骤六。

[0021] 步骤六、若使用者离开马桶，则进入步骤七，否则，将i增大1后，重复执行步骤四和五。

[0022] 步骤七、将血压坐标系内对应收缩压的离散点连接,并将血压坐标系内对应舒张压的离散点连接,得到使用者本次如厕过程中的血压变化曲线。

[0023] 进一步地,第*i*个收缩压 $SBP_i$ 的计算表达式为 $SBP_i=k \cdot PWTT_i+t$ ;第*i*个舒张压 $DBP_i$ 的计算表达式为 $DBP_i=a \cdot PWTT_i+b \cdot HR_i+c \cdot PPV_i+d$ 。

[0024]  $k$ 、 $t$ 、 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 、 $d$ 按照以下两种取值方式中的一种确定。

[0025] 方式1: $k=-63$ 、 $t=110.897$ 、 $a=-268.86$ 、 $b=1.432$ 、 $c=0.0056$ 、 $d=21.2948$ 。

[0026] 方式2: $k$ 、 $t$ 、 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 、 $d$ 通过使用用户初始化匹配得到,匹配方式如下;

[0027] 使用者坐在马桶上获得*n*组心电脉搏数据组, $n \geq 3$ ,并同步用血压计测量收缩压和舒张压。心电脉搏数据组内包括心电图曲线上有效峰值点的电压大小、心率、脉搏波传导时间。将*n*组心电脉搏数据组和对应的*n*个血压值代入 $SBP_i=k \cdot PWTT_i+t$ 和 $DBP_i=a \cdot PWTT_i+b \cdot HR_i+c \cdot PPV_i+d$ 进行计算,并通过最小二乘法进行线性拟合得到 $k$ 、 $t$ 、 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 、 $d$ 的取值。

[0028] 进一步地,第*i*个脉搏波传导时间为心电图曲线上第*i*个有效峰值点与对应的脉搏波形图曲线有效峰值点之间的时间差。心电图曲线ECG上的有效峰值点与脉搏波形图曲线PPG的有效峰值点匹配的方法如下:若心电图曲线ECG上一个有效峰值点的时刻早于脉搏波形图曲线PPG上的一个有效峰值点的时刻,且两者之间不存在心电图曲线ECG的其他有效峰值点和脉搏波形图曲线PPG上的其他有效峰值点,则两者相互对应。

[0029] 进一步地,其中,对心电图曲线ECG或脉搏波形图曲线PPG进行有效峰值点定位的方法具体如下:

[0030] (1)对心电图曲线ECG或脉搏波形图曲线PPG通过小波阈值滤波法进行滤波、去噪和平滑波形。

[0031] (2)对(1)处理后所得的曲线进行求导,得到导函数曲线。并对导函数曲线求零点,从而确定(1)处理后所得曲线的极大值点、极小值点的位置。

[0032] (3)在极值点中筛选出*a*个初定峰值点。初定峰值点为纵坐标大于 $S'$ 的极大值点, $S'=k \cdot (S_{\max}-S_{\min})+S_{\min}$ ;其中 $S_{\max}$ 为(1)所得所有点中的纵坐标最大的值; $S_{\min}$ 为(1)所得所有点中的纵坐标最小的值。若进行有效峰值点定位的是心电图曲线ECG,则 $k=2/3$ ;若进行有效峰值点定位的是脉搏波形图曲线PPG,则 $k=1/2$ 。

[0033] (4)将*a*个初定峰值点分为*b*个初步有效峰值组。同一个初步有效峰值组内任意两个相邻的初定峰值点的时间差(横坐标间距)大于*X*;X取0.2~0.5秒任意一值。

[0034] (5)每个初步有效峰值组内纵坐标最大的那个初定峰值点作为有效峰值点;从而得到*b*个有效峰值点。

[0035] 进一步地,步骤五中,若第*i*个收缩压高于高压报警预设值或第*i*个舒张压高于低压报警预设值,则无线传输模块向上位机发送报警信号。高压报警预设值等于146mmHg;低压报警预设值等于96mmHg。

[0036] 本发明具有的有益效果是:

[0037] 1、本发明能够实现对使用者心电、脉搏、血压的实时精准检测,对使用者的身体健康有很好的监测作用。

[0038] 2、本发明是在使用者如厕的过程中采集信号,可以实现非察觉的方式实现各生理数据监测,使得监测更加简单方便。

[0039] 3、本发明能够在使用者血压过高时发出报警,使得看护者能够及时发现使用者的

异常,进而避免使用者在如厕过程中因用力过大而导致的危险。

### 附图说明

- [0040] 图1为本发明的整体结构示意图；  
[0041] 图2为本发明中信息处理电路的系统框图；  
[0042] 图3为本发明中稳压电路的电路原理图；  
[0043] 图4为本发明中脉搏信号滤波电路的电路原理图；  
[0044] 图5为本发明中心电采集电路的电路原理图；  
[0045] 图6为本发明确定脉搏波传导时间的示意图。

### 实施方式

[0046] 以下结合附图对本发明作进一步说明。

[0047] 如图1所示,一种心电脉搏监测马桶,包括马桶本体1、马桶圈2、手柄3、脉搏传感器4、第一电极片5、第二电极片6、第三电极片7和信息处理电路。马桶圈2的内端与马桶本体1构成转动副。手柄3的内端与马桶本体1的固定。手柄3设置在马桶的一侧,且与马桶圈2等高设置。脉搏传感器4设置在手柄3的外端。第一电极片5设置在手柄3的中部。第二电极片6及第三电极片7均设置在马桶圈2上。脉搏传感器4的型号为PulseSensor。

[0048] 如图2所示,信息处理电路包括稳压电路8-1、脉搏信号滤波电路8-2、心电采集电路8-3、控制器8-4和无线传输模块8-5。无线传输模块8-5与控制器8-4相连,与上位机无线通讯。稳压电路8-1为脉搏信号滤波电路8-2、心电采集电路8-3、控制器8-4和无线传输模块8-5供电。控制器8-4采用型号STM32F103的单片机。脉搏信号滤波电路8-2将脉搏传感器传输来的脉搏信号滤波后传输给控制器;心电采集电路8-3将第二电极片、第三电极片传输来的心电信号转化为数字信号后传输给控制器;

[0049] 如图3所示,稳压电路8-1包括稳压芯片U2和两线插接件P2。稳压芯片U2的型号为SGM2020-3.3。稳压芯片U2的1及2引脚均接电容C201的一端及两线插接件P2的一个接线端。稳压芯片U2的3引脚、电容C201的另一端及两线插接件P2的另一个接线端均接地。稳压芯片U2的4引脚接电容C202的一端,5引脚接电容C203的一端。电容C202及电容C203的另一端均接地。两线插接件P2与外部5V电源接口,使得稳压芯片U2的1及2引脚与5V电压相连。稳压芯片U2的5引脚为稳压电路8-1的电压输出端VDD。

[0050] 如图4所示,脉搏信号滤波电路8-2包括第一三线插接件P3和放大器U3。第一三线插接件P3的第一接线端接电阻R301及电容C301的一端。电阻R301的另一端接电阻R302、电容C303及电容C304的一端。电容C303及电容C304的另一端均接地。电容C301的另一端接电阻R303、电阻R304及电容C302的一端。电阻R302及电容C302的另一端均接放大器U3的正相输入端。电阻R303、电阻R304的另一端均接放大器U3的反相输入端及输出端。第一三线插接件P3的第二接线端及放大器U3的正供电电压端均接稳压电路8-1的电压输出端VDD。第一三线插接件P3的第三接线端及放大器U3的负供电电压端均接地。第一三线插接件P3的第一接线端、第二接线端、第三接线端与脉搏传感器4的信号输出引脚、供电引脚、地线引脚分别相连。放大器U3的输出端为脉搏信号滤波电路8-2的脉搏信号输出端,与控制器8-4的数模转换引脚相连。

[0051] 如图5所示,心电采集电路8-3包括心率采集芯片U4和第二三线插接件P4。心率采集芯片U4的型号为BMD101。心率采集芯片U4的SEP引脚接第二三线插接件P4的第二接线端,SEN引脚接第二三线插接件P4的第三接线端,GND引脚接地,VDD引脚接电压输出端VDD。第二三线插接件P4的第一接线端接地。第二三线插接件P4的第一接线端、第二接线端、第三接线端与第一电极片5、第二电极片6、第三电极片7分别电连接。心率采集芯片U4的RX引脚、TX引脚为心电采集电路8-3心电信号输出引脚,与控制器8-4的UART串口信号发送引脚、UART串口信号接收引脚分别相连。心率采集芯片U4的其余引脚均悬空。

[0052] 该心电脉搏监测马桶的血压获取方法具体如下:

[0053] 步骤一、使用者需要坐上马桶圈2,使得臀部与第二电极片6及第三电极片7接触,大拇指按住脉搏传感器4的检测头,且手臂或手掌与第一电极片5接触。

[0054] 步骤二、脉搏传感器4通过红外光容积扫描法检测使用者的脉搏信号,并传输给脉搏信号滤波电路进行滤波出后传输给控制器8-4进行数模转换。从而使得控制器8-4得到使用者的脉搏波形图。脉搏波形图随着检测时间的增加不断更新。

[0055] 第二电极片6和第三电极片7将检测到的使用者心电信号传输给心电采集电路8-3。心电采集电路8-3内的心率采集芯片U4将接收到的心电信号传输处理后转化为数字信号并传输给控制器8-4,从而使得控制器8-4得到使用者的心电图。心电图随着检测时间的增加不断更新。

[0056] 步骤三、将1赋值给i。

[0057] 步骤四、持续对心电图曲线ECG进行有效峰值点定位(即确定心电图曲线的各峰值点对应的时刻),获得心电图的有效峰值位置。对脉搏波形图曲线PPG进行有效峰值点定位(即确定脉搏波形图曲线的各峰值点对应的时刻),获得脉搏波形图的有效峰值位置。

[0058] 心电图曲线ECG上出现第i个有效峰值点后,确定心电图曲线ECG上第i个有效峰值点的电压大小 $PPV_i$ ,并确定与心电图曲线ECG上第i个有效峰值点对应的脉搏波形图曲线PPG的有效峰值点位置。计算使用者的第i次心率 $HR_i$ ;  $HR_i = 1/T_i$ ;  $T_i$ 为心电图曲线ECG上第i个有效峰值点与第i+1个有效峰值点之间的时间差,单位为分钟。计算第i个脉搏波传导时间 $PWTT_i$ 。第i个脉搏波传导时间 $PWTT_i$ 为心电图曲线ECG上第i个有效峰值点与对应的脉搏波形图曲线PPG的有效峰值点之间的时间差。

[0059] 心电图曲线ECG上的有效峰值点与脉搏波形图曲线PPG的有效峰值点匹配的方法如下:若心电图曲线ECG上一个有效峰值点的时刻早于脉搏波形图曲线PPG上的一个有效峰值点的时刻,且两者之间不存在心电图曲线ECG的其他有效峰值点和脉搏波形图曲线PPG上的其他有效峰值点,则两者(心电图曲线ECG上的那个有效峰值点与脉搏波形图曲线PPG上的那个有效峰值点)相互对应。

[0060] 其中,对心电图曲线ECG或脉搏波形图曲线PPG进行有效峰值点定位的方法具体如下:

[0061] (1)对心电图曲线ECG或脉搏波形图曲线PPG通过小波阈值滤波法进行滤波、去噪和平滑波形。

[0062] (2)对(1)处理后所得的曲线进行求导,得到导函数曲线。并对导函数曲线求零点,从而确定(1)处理后所得曲线的极大值点、极小值点的位置。

[0063] (3)在极值点中筛选出a个初定峰值点。初定峰值点为纵坐标大于S'的极大值点,

$S' = k \cdot (S_{\max} - S_{\min}) + S_{\min}$ ; 其中  $S_{\max}$  为(1)所得所有点中的纵坐标最大的值;  $S_{\min}$  为(1)所得所有点中的纵坐标最小的值。若进行有效峰值点定位的是心电图曲线ECG, 则  $k = 2/3$ ; 若进行有效峰值点定位的是脉搏波形图曲线PPG, 则  $k = 1/2$ 。从而排除心电图曲线ECG中的P波、T波与脉搏波形图曲线PPG中的重搏波。

[0064] (4) 将  $a$  个初定峰值点分为  $b$  个初步有效峰值组。同一个初步有效峰值组内任意两个相邻的初定峰值点的时间差(横坐标间距)小于  $X$ ;  $X$  取  $0.2 \sim 0.5$  秒任意一值。

[0065] (5) 每个初步有效峰值组内纵坐标最大的那个初定峰值点作为有效峰值点; 从而得到  $b$  个有效峰值点。

[0066] 步骤五、如图6所示, 根据心电图曲线ECG上第  $i$  个有效峰值点的电压大小  $PPV_i$ 、第  $i$  次心率  $HR_i$  和第  $i$  个脉搏波传导时间  $PWTT_i$  计算第  $i$  个收缩压  $SBP_i$  和第  $i$  个舒张压  $DBP_i$ , 并将第  $i$  个收缩压  $SBP_i$ 、第  $i$  个舒张压  $DBP_i$  分别添加到横坐标为时刻, 纵坐标为血压值的血压坐标系内。

[0067] 第  $i$  个收缩压  $SBP_i$  的计算表达式为  $SBP_i = k \cdot PWTT_i + t$ ; 第  $i$  个舒张压  $DBP_i$  的计算表达式为  $DBP_i = a \cdot PWTT_i + b \cdot HR_i + c \cdot PPV_i + d$ 。

[0068] 若第  $i$  个收缩压高于高压报警预设值或第  $i$  个舒张压高于低压报警预设值, 则无线传输模块8-5向上位机发送报警信号, 进而及时通知看护人对使用者进行救治, 高压报警预设值等于  $146\text{mmHg}$ ; 低压报警预设值等于  $96\text{mmHg}$ 。之后进入步骤六。否则, 直接进入步骤六。

[0069]  $k$ 、 $t$ 、 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 、 $d$  按照以下两种取值方式中的一种确定。

[0070] 方式1: 根据现有数据库中测得的大量收缩压、舒张压、心率、心电信号的R峰值(有效峰值)大小, 进行拟合, 得到  $k = -63$ 、 $t = 110.897$ 、 $a = -268.86$ 、 $b = 1.432$ 、 $c = 0.0056$ 、 $d = 21.2948$ 。

[0071] 方式2:  $k$ 、 $t$ 、 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 、 $d$  通过使用者初始化匹配得到, 匹配方式如下:

[0072] 使用者坐在马桶上获得  $n$  组心电脉搏数据组,  $n \geq 3$ , 并同步用血压计测量收缩压和舒张压。心电脉搏数据组内包括心电图曲线上有效峰值点的电压大小、心率、脉搏波传导时间。将  $n$  组心电脉搏数据组和对应的  $n$  个血压值代入  $SBP_i = k \cdot PWTT_i + t$  和  $DBP_i = a \cdot PWTT_i + b \cdot HR_i + c \cdot PPV_i + d$  进行计算, 并通过最小二乘法进行线性拟合得到  $k$ 、 $t$ 、 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 、 $d$  的取值。

[0073] 步骤六、若使用者离开马桶(即第一电极片5、第二电极片6及第三电极片7检测不到心电信号, 且脉搏传感器4检测不到使用者的脉搏信号), 则进入步骤七, 否则, 将  $i$  增大1后, 重复执行步骤四和五。

[0074] 步骤七、将血压坐标系内对应收缩压的离散点通过平滑曲线连接, 并将血压坐标系内对应舒张压的离散点通过平滑曲线连接, 得到使用者本次如厕过程中的血压变化曲线, 以用于辅助医生进行病情判断。

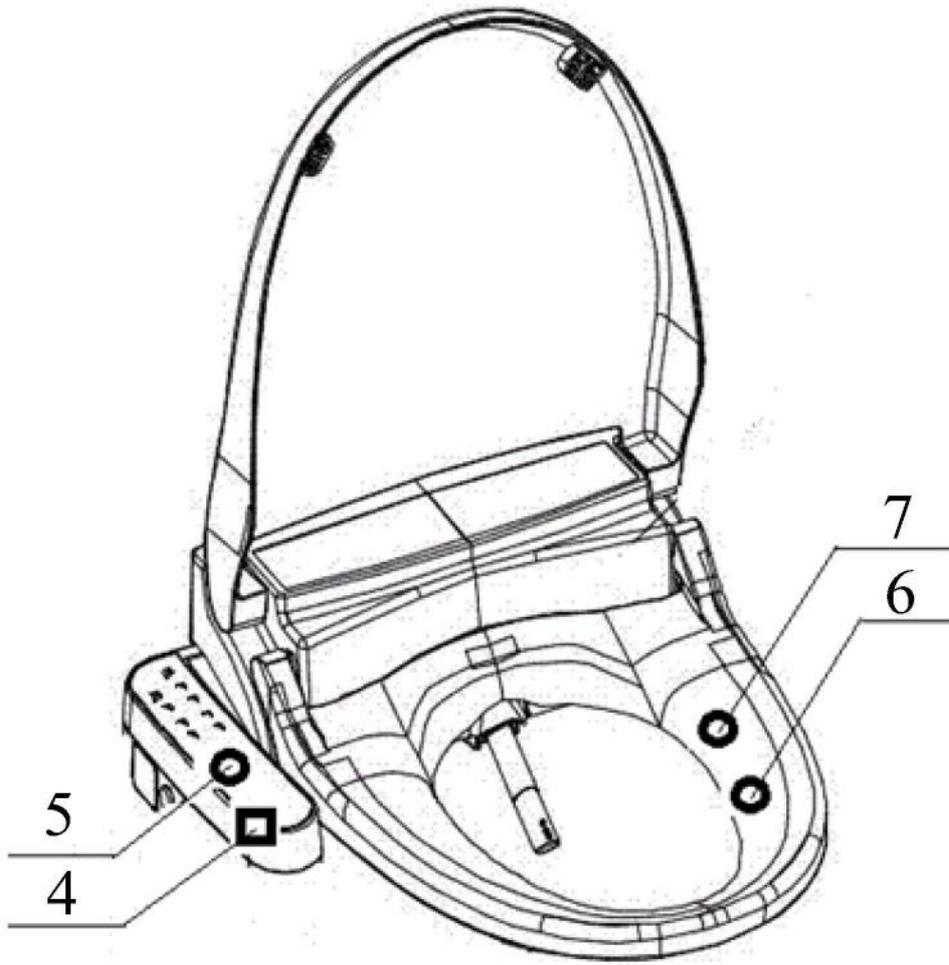


图1

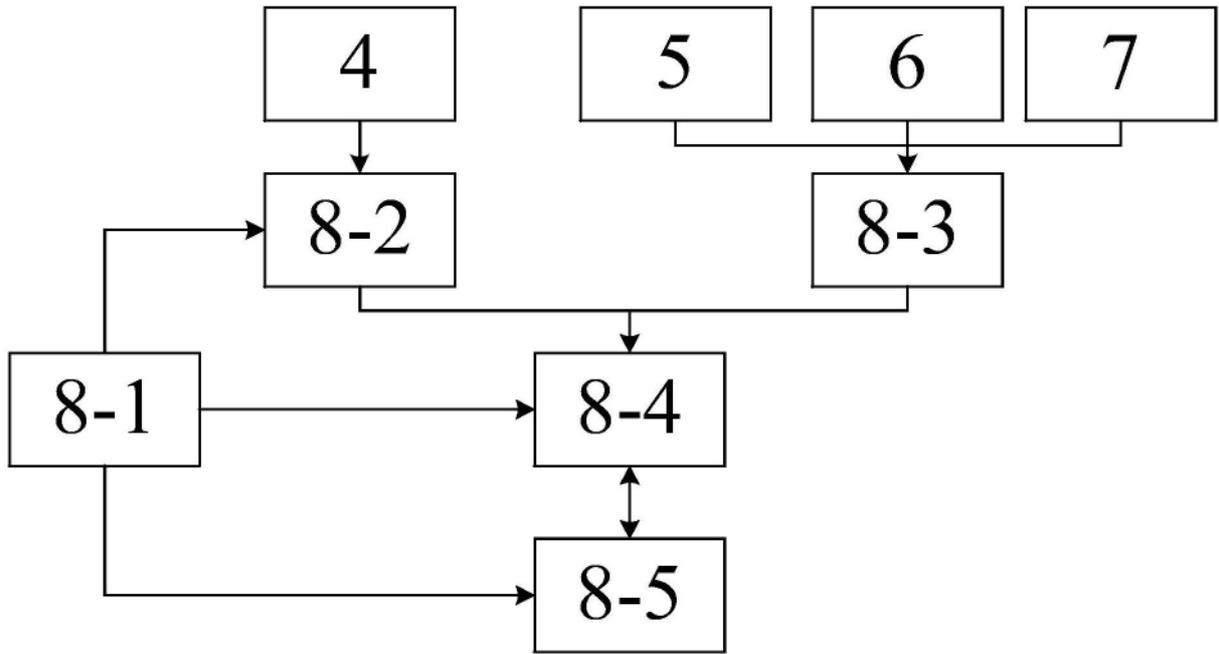


图2

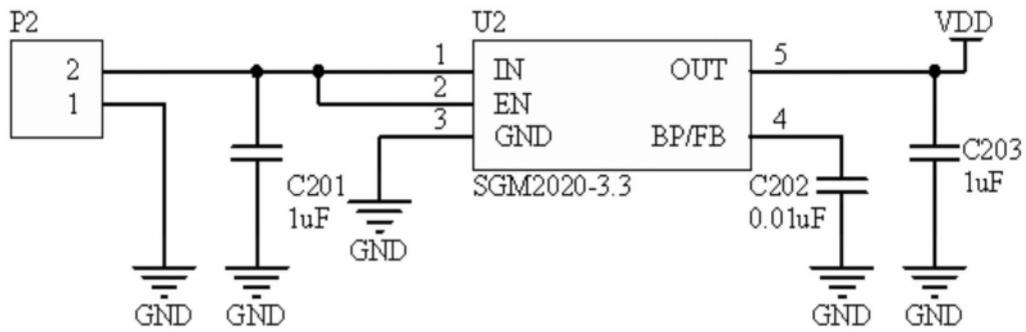


图3

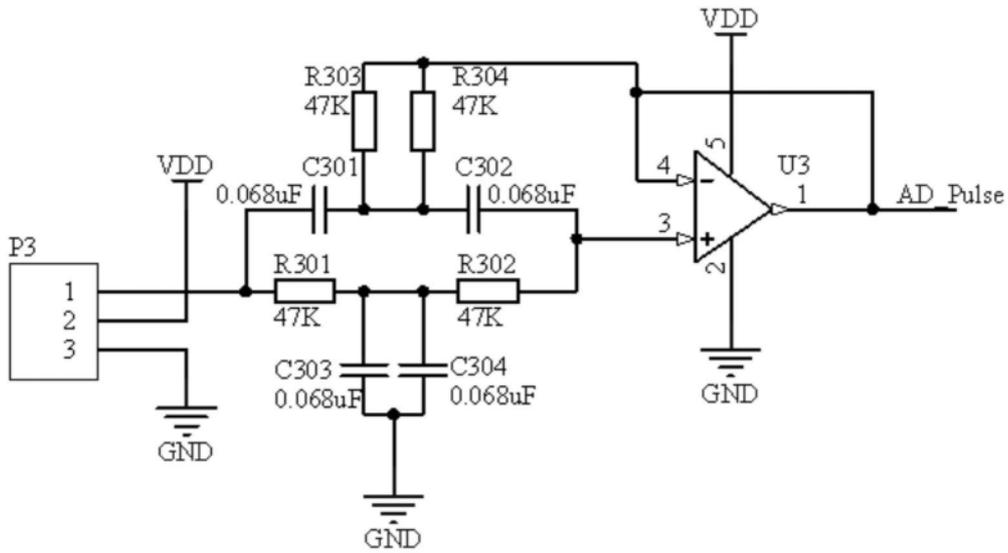


图4

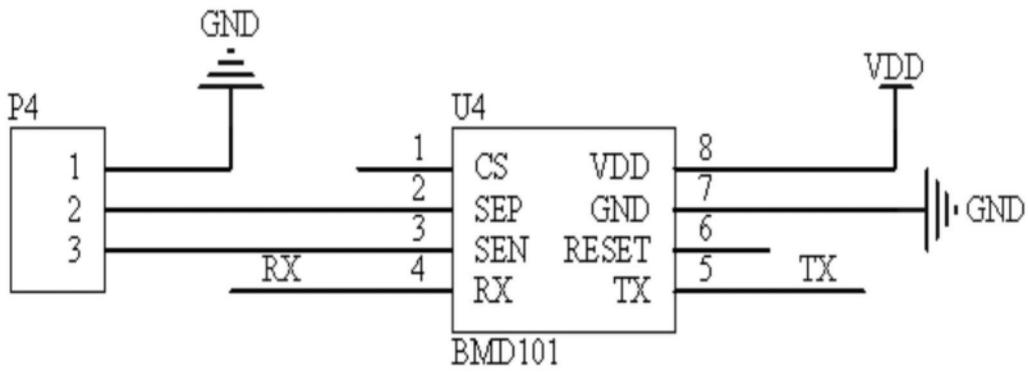


图5

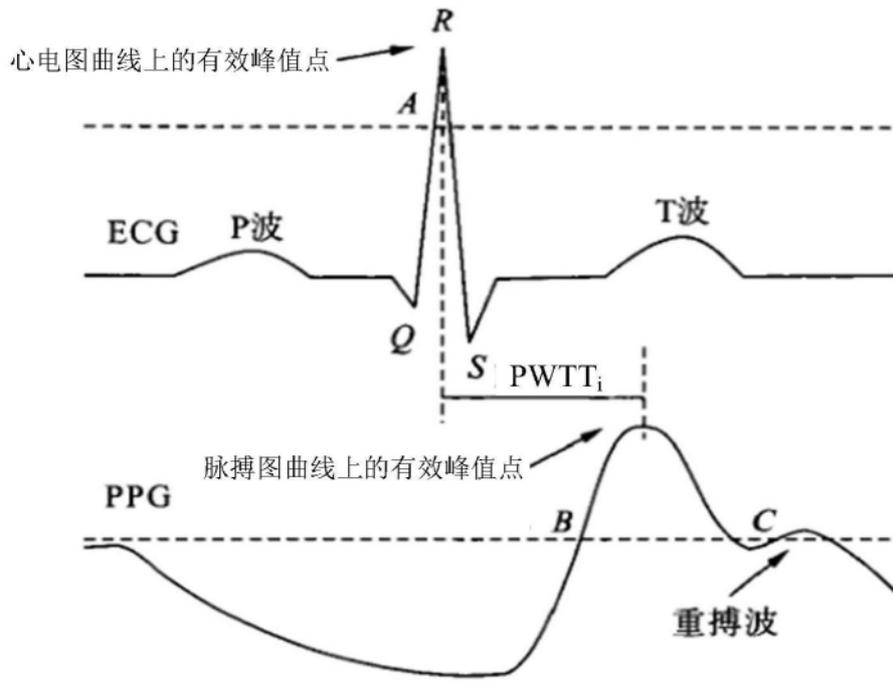


图6