



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108272444 A

(43)申请公布日 2018.07.13

(21)申请号 201711101168.1

(22)申请日 2017.11.10

(66)本国优先权数据

201710207488.9 2017.03.31 CN

(71)申请人 上海大学

地址 200444 上海市宝山区上大路99号

(72)发明人 蒋皆恢 鲍珀 徐俊

(74)专利代理机构 上海上大专利事务所(普通合伙) 31205

代理人 陆聪明

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

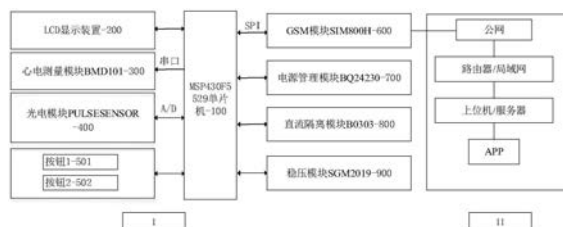
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

### (54)发明名称

基于MSP430F5529穿戴式生理参数监测手表系统

### (57)摘要

本发明公开了一种基于MSP430F5529的穿戴式生理参数监测手表系统,由手表端和上位机端两部分组成。手表端由表带和表面两部分组成。本发明可通过无创采集获取生理参数指标,满足了在日常生活中健康监护的迫切需求。



1. 一种基于MSP430F5529的穿戴式生理参数监测手表系统,包括智能穿戴手表下位机端(I)与服务器上位机端(II),其特征在于:智能手表端主要包括一个MSP430F5529单片机(100);一个与所述单片机(100)通讯连接的LCD显示装置(200);一个与所述单片机(100)通过UART串口连接的BMD101心电测量模块(300);一个与所述单片机(100)的A/D口连接PULSESENSOR光电模块(400);两个与所述单片机(100)连接的按钮(501、502);一与所述单片机(100)通过SPI串口连接的SIM800H-GSM模块(600);一个与单片机(100)连接的BQ24230电源管理模块(700);一个与单片机(100)连接的B0303直流隔离模块(800)以及一个与单片机(100)连接的SGM2019稳压模块(900);所述服务器上位机端(II)内设置有信号处理系统模块;所述MSP430F5529单片机(100)内设置有信号采集系统模块。

2. 根据权利要求1所述的穿戴式生理参数监测手表系统,其特征在于:所述MSP430F5529单片机(100)用于实现智能穿戴式手表下位机(I)的数据采集、封包、数据发送以及返回数据显示;所述LCD显示装置(200)用于显示服务器上位机端(II)回传的血压以及心率数据、当前时间信息;所述BMD101心电测量模块(300)用于心电信号的采集,采用双电极肢体一导联,信号通过差分放大进入BMD101,通过A/D转换后按“0XAA+0XAA+0X04+0X80+0X02+心电数据+校验位”格式进行封包,由串口将数据传输至单片机MSP430F5529(100);所述PULSESENSOR光电模块(400)用于脉搏波信号的采集,采用绿光光电传感器和LED光发射器,通过人体对红外光的吸收,利用光电容积脉搏波描记法测心率血压。

3. 根据权利要求1所述的穿戴式生理参数监测手表系统,其特征在于:所述两个按钮(501、502)连接至单片机(100)的I/O口,用于穿戴式生理参数监测智能手表的模式选择。

4. 根据权利要求1所述的穿戴式生理参数监测手表系统,其特征在于:所述SIM800H-GSM模块(600)用于将数据发送至服务器上位机端(II),供上位机进行数据处理。

5. 根据权利要求1所述的穿戴式生理参数监测手表系统,其特征在于:所述BQ24230电源管理模块(700)用于对智能手表的电源进行管理,实现两个功能:第一、由迷你USB口直接对智能手表进行供电;第二、对智能手表的蓄电锂电池进行充电,以便使用蓄电锂电池对智能手表进行供电。

6. 根据权利要求1所述的穿戴式生理参数监测手表系统,其特征在于:所述B0303直流隔离模块(800)用于对直流电流的隔离防止直流电通过心电测量模块(300)模拟端电极以及光电模块(400)对人体造成电击。

7. 根据权利要求1所述的穿戴式生理参数监测手表系统,其特征在于:所述SGM2019稳压模块(900)用于为MSP430F5529单片机(100)、BMD101心电测量模块(300)以及PULSESENSOR光电模块进行稳压供电,以保护被供电模块(100、300、400)不会因电压不稳定而损坏。

8. 根据权利要求1所述的穿戴式生理参数监测手表系统,其特征在于,所述单片机(100)内设的信号采集系统模块对单片机(100)进行系统初始化并进行系统复位后开始运行程序,其串口0为接收BMD101心电测量模块(300)数据,获取数据之后进入程序串口中断,进行BMD101的数据包解析并判断包是否有效、完整,将有效的心电信号存入缓存中,并且置位标志位,标志位置位后程序进去发送模块,关闭中断以保证发送期间数据包不被破坏,通过读取A/D转换缓存区的值得到PULSESENSOR光电模块(400)所提供的脉搏波信号,将心电信号和脉搏波信号以“0XAA+0XAA+0X04+0X80+0X02+心电数据+校验位+0X30+脉搏波信号+

0X23”打包后进行数据传输至上位机端(II),发送完成之后将标志位重新置0并打开串口中断,等待下一组心电信号的读取。

9.根据权利要求1所述的穿戴式生理参数监测手表系统,其特征在于:所述上位机端内设的信号处理系统模块分为两部分,第一部分为获取到单片机(100)发送的数据包,进行解包处理,并将数据放置到对应的数组中,经过信号处理并显示;第二部分为无创血压检测算法,通过对ECG信号、PPG信号的各个特征点提取,计算出脉搏波在动脉传递时间(PWTT)值,并拟合出对应的线性PWTT公式。

10.根据权利要求1所述的穿戴式生理参数监测手表系统,其特征在于:所述无创血压检测算法只使用脉搏波信号对血压进行计算,首先提取人体肱动脉脉搏波的特征参数:即主波高度、降中峡相对高度H、重搏波相对高度h/H、主波上升斜率V、脉动周期时间T、收缩期时间比 $T_1/T$ 、舒张期时间比 $T_2/T$ 和 $H(1+T_1/T_2)$ 、收缩期面积比 $S_a/S$ 、舒张期面积比 $S_b/S$ 、脉搏波波形特征量K、收缩期面积特征量 $K_1$ 、舒张期面积特征量 $K_2$ ;

所述无创血压监测算法可进行蒙特卡罗方法对方程进行回归,用于差异化的个体;多数人的收缩压与主波上升斜率V相关性较好,而舒张压与脉搏波波形特征量K相关性较好,根据先期采集的数据,通过使用PWTT以及脉搏波特征点拟合两条方程,用于修正PWTT所线性拟合的公式;新采集的数据,使用蒙特卡罗方法以已修正的PWTT所线性拟合的公式对脉搏波特征点方程进行回归,通过不断修改c、d、e的值,使其逼近PWTT方程,建立血压模型,据此方程即可测量人体每搏的收缩压与舒张压,实现基于脉搏波的无创连续血压测量。

## 基于MSP430F5529穿戴式生理参数监测手表系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及了一种基于MSP430F5529的穿戴式生理参数监测手表系统,包括智能手表以及上位机,提供时间显示、无创血压监测功能、无创心率监测功能、无创心电监测功能、无创血氧监测功能、数据传输显示功能,为用户提供智能医疗监测服务,改善使用者的生活质量。

### 技术背景

[0002] 老龄化已经成为世界各国无法回避的社会问题,目前中国老龄化的形势日益严峻。据统计,截止于2015年底,中国60岁以上的老年人已经高达2.12亿。由于人体衰老以及器官的衰退,老年人易得慢性病如高血压等。在中国,60岁以上的老年人,有近一半深受高血压的困扰。中青年患高血压的比例也越来越高。血压升高会带来一系列心脑血管方面的疾病。因此,如何准确并且无创地测定使用者的血压、心率,在初期阶段及时发现高血压的萌芽,提高人民的健康以及对于健康的关注度是健康研究中非常重要的课题之一。

[0003] 近年来,随着物联网技术的普及、传感器和处理器的优化,以及算法的优化等一系列技术的革新和发展,穿戴式智能手表成为健康类产品中的热销品,国内外的公司纷纷投入大量的时间、金钱和精力于其中。然而,智能型穿戴手表依旧存在各类问题。许多产品没有监测血压的参数,无法单手测量。测量精度以及电池续航也是很多产品的症结所在。因此开发一种测量精度高、续航时间长、设有监测参数的智能型手表系统具有很大的前景。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种基于MSP430F5529的穿戴式生理参数监测手表系统无创采集获取心电、心率、血氧以及血压生理参数指标,监护使用者并且不会干扰其正常生活,提升使用者的生活质量以及对于健康的关注度,以弥补现有智能手表的不足之处。

[0005] 本发明为解决上述问题而采用的构思是:在算法中加入监测参数的部分,采用三光源传感器,并且使用低功耗的处理器,从心电信号以及脉搏波信号分别入手,有效地提高了测量精度以及电池续航的时间。

[0006] 本发明与现有技术相比较,具有如下显而易见的突出实质性特点和显著的技术进步:在实现手表基本功能的基础上,通过二导联采集心电信号和光电容积法获得脉搏波信号,运用超低功耗处理器以及基于脉搏波传播时间的无创动脉血压检测算法,于液晶屏上显示佩戴者的血压和心率值。

### 附图说明

[0007] 图1为本发明生理参数监测手表系统的电路结构框图。

[0008] 图2为本发明生理参数监测手表的正面结构示意图。

[0009] 图3为本发明生理参数监测手表的背面结构示意图。

[0010] 图4为本发明手表的生理参数信号采集系统模块软件程序框图。

[0011] 图5为本发明的上位机信号处理系统模块软件流程图。

[0012] 图6为本发明的生理参数监测手表测得的脉搏曲线图。

### 具体实施方式

[0013] 以下结合附图和优选实施例来进一步描述本发明。

[0014] 实施例一：参见图1，本发明基于MSP430F5529的穿戴式心率和血压监测手表系统，智能手表端主要包括一MSP430F5529单片机中央控制模块-100；一与所述单片机通讯连接的LCD显示装置-200；一与所述单片机通过UART串口连接的BMD101心电测量模块-300；一与所述单片机的A/D口连接PULSESENSOR光电模块-400；两个与所述单片机连接的按钮-501、502；一与所述单片机通过SPI串口连接的SIM800H-GSM模块-600；一BQ24230电源管理模块-700；一B0303直流隔离模块-800以及一SGM2019稳压模块-900。上位机端1000内设置有信号处理系统模块。MSP430F5529单片机100内设置有信号采集系统模块。所述BMD101心电测量模块300通过串口与单片机相连接，读取串口缓存将心电信号存储。PULSESENSOR光电模块400通过单片机的A/D转换口与之相连接，脉搏波模拟信号通过A/D转换之后将脉搏波信号存储。最终由固定通信协议打包通过SIM800H-GSM模块600发送至上位机。

[0015] 实施例二：本实施例与实施例一基本相同，特点之处如下：如上位机端1000所示智能手表到上位机的传输过程以及到个人应用的信息传输。数据由下位机采集打包后，按固定的包格式将数据通过GSM模块发送至公网，经由局域网上所搭建的服务器，获取数据至上位机，对数据解包后进行下一步的处理。

[0016] 所述LCD显示装置200主要用于显示上位机回传的血压、血氧饱和度以及心率数据、当前时间信息，使用回传数据包格式。

[0017] 回传数据包格式为“0XBB+0XBB+0X04+收缩压数据+舒张压数据+血氧饱和度+心率+0X23”。

[0018] 所述MSP430F5529单片机中央控制模块100主要用于实现下位机的数据采集、封装、数据发送以及返回数据显示。信号采集系统模块具体实现过程如图4所示。首先进行系统初始化。包括系统时钟初始化：提高Vcore电压到最高级，以满足倍频需求，利用LFXT1 (32.768kHz) 作为时钟参考，利用FLL (锁频环) 将系统时钟设为最大25MHz；端口初始化：默认置高电平；串口0初始化：将P3.3和P3.4作为串口发送口TXD/RXD，RST置位，选用ACLK为串口0时钟源32.768kHz，波特率设置： $25\text{MHz} \times 115200 / 25 = 115200$ ，四舍五入为217 (低八位)，高八位为0，RST复位，使能接收中断；串口1初始化：将P4.4和P4.5作为串口发送口TXD/RXD，RST置位，选用ACLK为串口0时钟源32.768kHz，波特率设置： $25\text{MHz} \times 57600 / 25 = 57600$ ，四舍五入为178 (低八位)，高八位为1，RST复位，使能接收中断；RTC初始化：使能中断；AD初始化：ADC12CTL0置0x0410，使用A6 (P6.6) 作为输入并且打开全局中断。单片机进行系统复位后开始运行程序。主程序为循环判定标志位是否被置位。串口0为接收BMD101心电测量模块300数据，获取数据之后进入程序串口中断，进行BMD101的数据包解析并判断包是否有效、完整，将有效的心电信号存入缓存中，并且置位标志位。标志位置位后程序进入发送模块，关闭中断以保证发送期间数据包不被破坏。通过读取A/D转换缓存区的值得到PULSESENSOR光电模块400所提供的脉搏波信号。将心电信号和脉搏波信号以上传数据包格式打包后进行数据传输至上位机。发送完成之后将标志位重新置0并打开串口中断，

等待下一组心电信号的读取。

[0019] 上传数据包格式为“0XAA+0XAA+0X04+0X80+0X02+心电数据+校验位+0X30+脉搏波信号+0X23”。

[0020] 所述BMD101心电测量模块300主要用于心电信号的采集。采用双电极肢体导联,信号通过差分放大进入BMD101,通过A/D转换后按“0XAA+0XAA+0X04+0X80+0X02+心电数据+校验位”格式进行封包,由串口将数据传输至单片机MSP430F5529。

[0021] 所述PULSESENSOR光电模块400主要用于脉搏波信号的采集。采用绿光光电传感器,和LED光发射器,通过人体对红外光的吸收,利用光电容积脉搏波描记法测心率血压。

[0022] 所述按钮501和按钮502主要用于穿戴式生理参数监测智能手表的模式选择。

[0023] 所述SIM800H-GSM模块600主要用于将数据发送至服务器端,供上位机进行数据处理。

[0024] 所述BQ24230电源管理模块700主要用于对智能手表的电源进行管理,具体实现:第一、由迷你USB口直接对智能手表进行供电。第二、对智能手表的蓄电锂电池进行充电,以使用蓄电锂电池对智能手表进行供电。

[0025] 所述B0303直流隔离模块800主要用于对直流电流的隔离防止直流电通过心电模块模拟端电极以及光电模块对人体造成电击。

[0026] 所述SGM2019稳压模块900主要用于为MSP430F5529单片机中央控制模块100、BMD101心电测量模块300以及PULSESENSOR光电模块400进行稳压供电,以保护模块不会因电压不稳定而损坏。

[0027] 上位机端(II)内设置有信号处理系统模块分为两部分,具体实现过程如图5所示。第一部分为获取到单片机发送的数据包,进行解包处理,并将数据放置到对应的数组中,经过信号处理并显示。

[0028] 第一部分通过对串口的配置:打开电脑串口,设置波特率为115200,无校验位,数据位长度为8位,一位停止位,14字节长度读入缓冲数组;使得上位机与单片机的串口配置相同,准备通信。将每次读取长度设为14字节,与包长相同。将数据读入开辟的数组中进行解包,若包头与协议数据包不相符合,则继续读后续数据,直到符合[0018]上传数据包格式协议,即以“0XAA+0XAA+0X04+0X80+0X02+心电数据+校验位+0X30+脉搏波信号+0X23”格式的包获取。通过对包解析,对包进行校验确定有效后,除去包头数据(0XAA+0XAA+0X04+0X80+0X02)获得心电信号数据以及脉搏波信号数据,并以400个数据为窗口进行波形处理,包括去噪,平滑以及去基线,并在窗口进行实时(延时)显示。

[0029] 第二部分为无创血压检测算法,通过对ECG信号、脉搏波信号的各个特征点提取,计算出PWTT值,并拟合出分别对应SBP以及DBP的一阶线性PWTT公式。针对ECG信号特征点提取,使用差分阈值法获取ECG信号的P波、R波以及T波。针对脉搏波特征点提取,采用小波模极大值法对脉搏波进行周期分割,通过阈值法在每个脉搏波信号周期范围内寻找到最小值和最大值,即对应图6中的B点和C点。通过获取B、C两点间的2个极值点,即对应图6中的F点和G点,若没有则找曲率最大的点即F点和曲率最小的G点即点。其中B点是主动脉脉瓣开放点,C点是收缩期最高压力点,点D是主动脉扩张降压点,点E是左心室舒张期开始点,点F是重搏波起点,点G是重搏波最高压力点。

[0030] [0028]中PWTT为Pulse wave transmit time,脉搏波在动脉传递时间,取的是同

一周期内R波至B点的时间。SBP为Systolic Blood Pressure,收缩压。DBP:Diastolic Blood Pressure,舒张压。

[0031] 无创血氧监测算法,使用的是双波长血红蛋白氧饱和度的测量方法。通过对双光源的脉搏波信号获得2个波长的光脱氧血红蛋白和血红蛋白影响下的吸收系数,可获得 $SpO_2$ 的公式。

[0032]  $SpO_2$ 的公式为。其中为经验常数,通过实验标定。 $W$ 为光强变化率。

[0033] 无创心率监测算法,使用的是滑动窗,即一段时间内的R波的个数,通过个数除以时间获得单位时间内的心跳数,从而获得心率值。

[0034] 心率公式为 $Rate = \frac{R}{t}$ ,其中 $R$ 为 $t$ 时间内R波的个数。

[0035] 作为优选的技术方案,无创血压监测算法可以仅使用脉搏波信号对血压进行计算。首先提取人体肱动脉脉搏波的特征参数:包括主波高度 $H$ 、重搏波相对高度 $h/H$ 、主波上升斜率 $V$ 、脉动周期时间 $T$ 、收缩期时间比 $T_1/T$ 、舒张期时间比 $T_2/T$ 和 $H(1+T_1/T_2)$ 、收缩期面积比 $S_a/S$ 、舒张期面积比 $S_b/S$ 、脉搏波波形特征量 $K$ 、收缩期面积特征量 $K_1$ 、舒张期面积特征量 $K_2$ 。然后通过逐步回归分析建立血压模型,即血压与脉搏波特征参数之间的关系方程,据此方程即可测量人体每搏的收缩压与舒张压,实现基于脉搏波的无创连续血压测量。

[0036] [0027]中,  $S_a = \int_{t_E}^{t_C} BP dt$ ,  $S_b = \int_{t_C}^{t_J} BP dt$ 。

[0037] [0027]中  $V = \frac{dBP_{BC}}{dt}$ 。

[0038] [0027]中,  $P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$ 。

[0039] [0027]中,  $P_{m1} = \frac{1}{t1} \int_0^{t1} P(t) dt$ 。

[0040] [0027]中,  $P_{m2} = \frac{1}{t2} \int_{t1}^T P(t) dt$ 。

[0041] 作为优选的技术方案,无创血压监测算法可以进行机器学习,以是用于差异化的个体。多数人的收缩压与主波上升斜率 $V$ 相关性较好,而舒张压与脉搏波波形特征量 $K$ 相关性较好。根据先期采集的数据,通过使用PWTT以及脉搏波特征点拟合两条方程,用于修正PWTT所线性拟合的公式。新采集的数据,使用蒙特卡罗方法以已修正的PWTT所线性拟合的公式对脉搏波特征点方程进行回归,通过不断修改 $c$ 、 $d$ 、 $e$ 的值,使其逼近PWTT方程,建立血压模型,据此方程即可测量人体每搏的收缩压与舒张压,实现基于脉搏波的无创连续血压测量。

[0042] 其中,PWTT方程为: $BP = a * PWTT + b$ ;脉搏波特征点方程由于个体差异性,每个人的血压特征方程是不同的,为多参数回归方程。

[0043] 如图4以及图5所示,具有心率和血压检测功能的智能手表,它包括表盘和表带,表盘两端固接表带,其特征在于所述的表盘表面设有显示器101,表盘一侧设有接口102和按键103,表盘背面设有用于采集脉搏波的光电模块104以及用于采集心电信号的心电测量模

块105,所述的光电模块以及心电测量模块设置于表盘与手腕对应处。表带上设有GSM模块106用于数据收发。

[0044] 以上所述仅仅表达了本发明对于各种功能模块的创新和集成使用,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和该进,这都属于本发明的保护范围。因此本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。



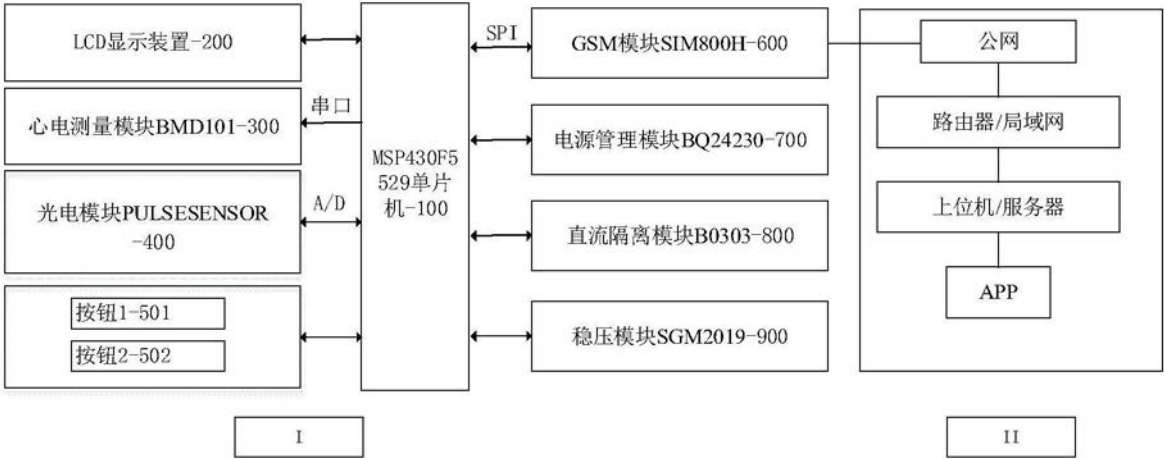


图1

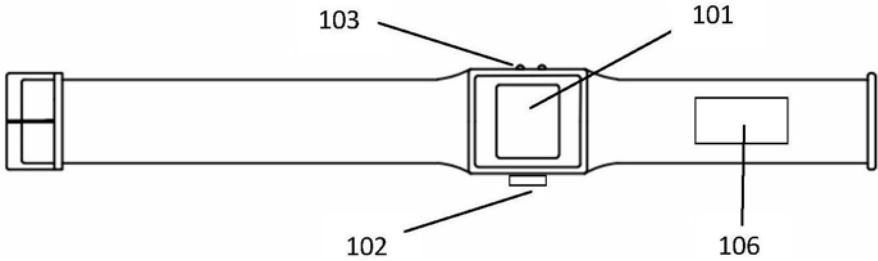


图2

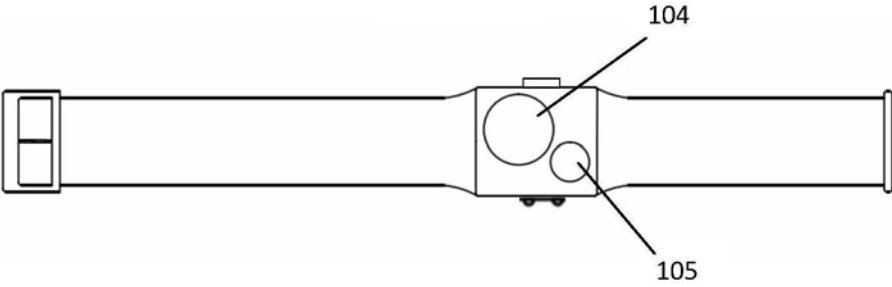


图3

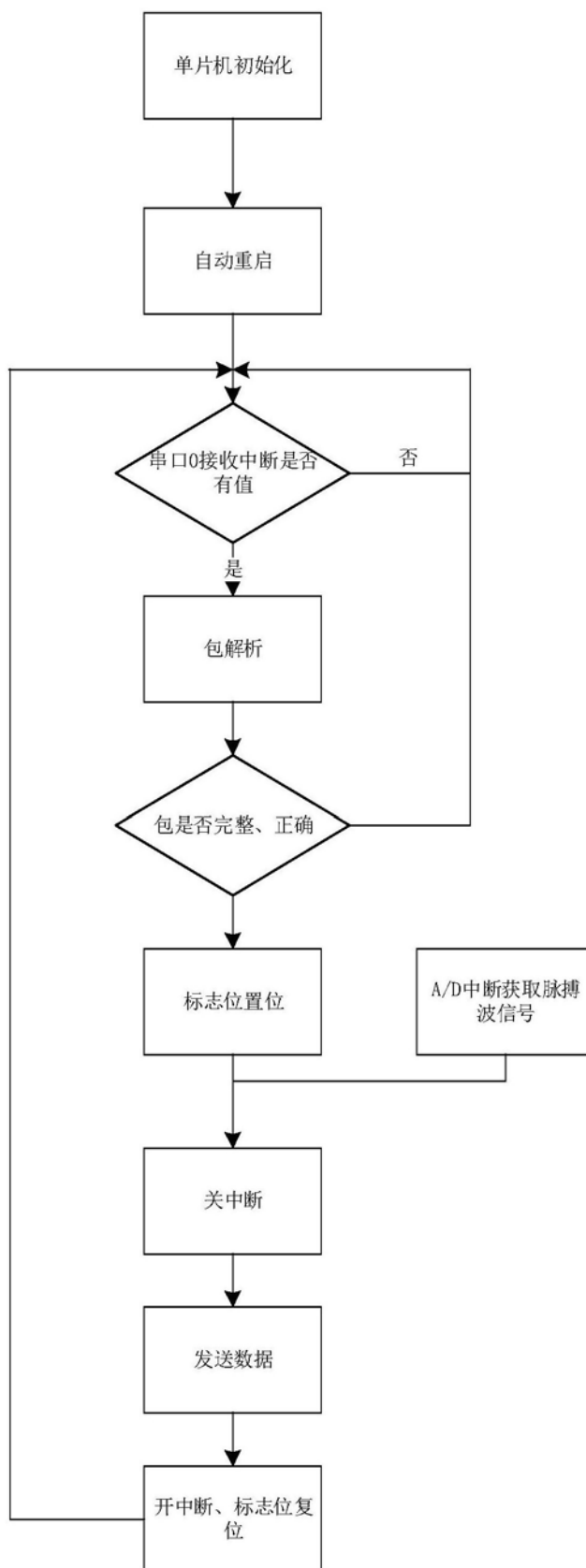


图4

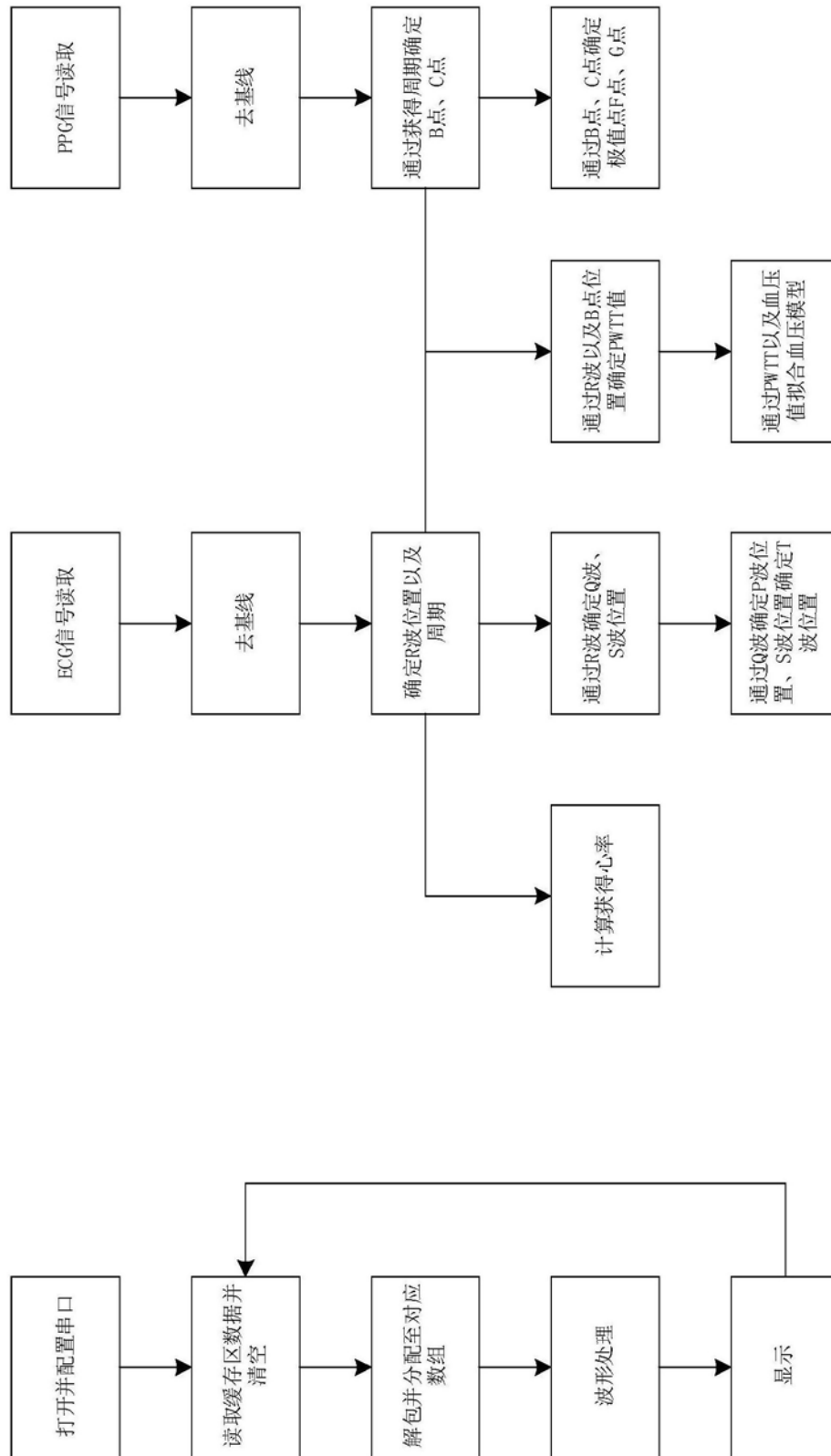


图5

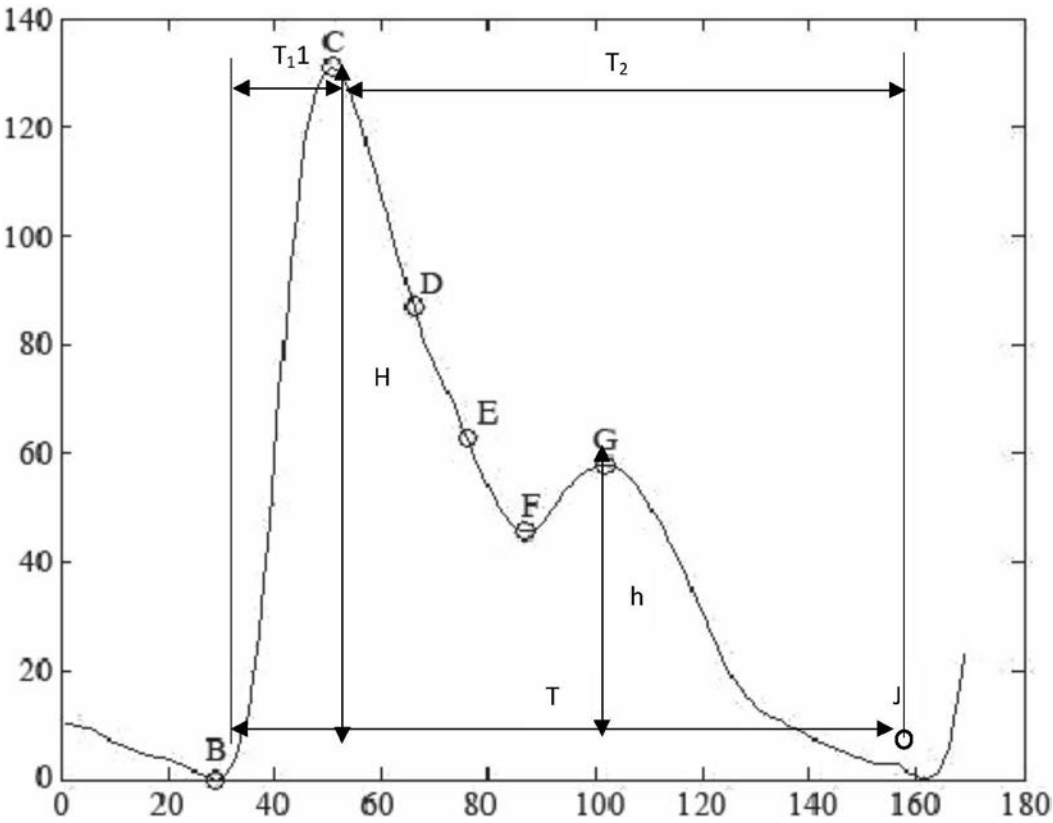


图6

专利名称(译)	基于MSP430F5529穿戴式生理参数监测手表系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN108272444A</a>	公开(公告)日	2018-07-13
申请号	CN201711101168.1	申请日	2017-11-10
[标]申请(专利权)人(译)	上海大学		
申请(专利权)人(译)	上海大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海大学		
[标]发明人	蒋皆恢 鲍珀 徐俊		
发明人	蒋皆恢 鲍珀 徐俊		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02125 A61B5/02438 A61B5/0402 A61B5/14551 A61B5/681		
优先权	201710207488.9 2017-03-31 CN		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

### 摘要(译)

本发明公开了一种基于MSP430F5529的穿戴式生理参数监测手表系统，由手表端和上位机端两部分组成。手表端由表带和表面两部分组成。本发明可通过无创采集获取生理参数指标，满足了在日常生活中健康监护的迫切需求。

