

基于低功耗蓝牙的脉搏波监测仪设计

马银童 黎海涛

(北京工业大学信息学部 北京 100124)

摘要:为实时无线监测人体心率,提出了一套基于低功耗蓝牙技术的无线心率计设计方案。该心率计主要由主控芯片CC2541芯片通过IIC接口连接传感器Max30100,控制采集并读取人体腕部脉搏波数据;CC2541作为一款支持低功耗蓝牙协议的单片机芯片,能将脉搏波数据传送至蓝牙主机设备。提出了一种改进的R波检测方法,该方法通过加入对心率基频及其谐频的分析,有效减少R波误判。多次实测表明,该心率计可稳定实现心率测量与无线传输,具有功耗低、精度高、快速测量、实时监测等特点。

关键词:光电容积脉搏波描记法;低功耗蓝牙;心率监测仪;R波检测

中图分类号: TN87 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.5035

Design of pulse wave monitor based on bluetooth low energy

Ma Yintong Li Haitao

(Faculty of Information technology, Beijing University of technology, Beijing 100022, China)

Abstract: For the real-time wireless monitoring of human heartrate, this paper presents a design of wireless power monitor based on Bluetooth Low Energy technology. The chip CC2541 is used to control the acquisition and read the data of wrist pulsewave; CC2541 as a microcontroller chip supports the BLE protocol, which can transmit the pulsewave data to the BLE host device. In this paper, an improved R-wave detection method is proposed. By analysing the fundamental frequency and harmonic of heartrate, this method can reduce the R-wave misjudgment effectively. Through several measurements show that the heart rate monitor can achieve heart rate measurement and wireless transmission, with stable, low power consumption, high precision, rapidly, real-time.

Keywords: photo plethysmo graphy; bluetooth low energy; heartrate monitor; R-wave detection

1 引言

脉搏信号是人体生理活动的一种可靠信息源,与心血管机能状态、病理和生理密切相关。随着生活水平的提高,人们对于健康的重视,健康监测因此显得愈发重要。传统的临床监测方式虽然具有精度高的特点,但是不方便用于远程实时监测,没有对便携性进行考虑。出于对监测设备便携性与可靠性的考量,设备的低功耗和无线化是必要的。

近些年随着移动互联网和无线传输技术的发展,蓝牙传输成为了智能手机、智能手表等其他无线设备的标配^[1]。随着低功耗蓝牙4.0(blue tooth low energy, BLE4.0)的提出^[2],乃至现在的蓝牙5.1技术的推进,其在低功耗、组网、联网等方面取得突破,与Zigbee等其他低功耗无线

技术相比,前者得到更多的普及。采用低功耗蓝牙技术作为心率计的无线传输方式可有效地提高心率计的便携性。

光电容积脉搏波描记法(photo plethysmo graphy, PPG)^[3]是借光电手段在活体组织中检测血液容积变化的一种无创检测方法。由于采用无创的方式,该技术在医学监测和运动行为监测等诸多领域得到重视。对于脉搏波信号而言,R波相较其他波形波峰更明显^[4]。目前基于脉搏波的心率估算方法,大多采用R波检测方法。但是由于噪声等原因导致峰值不明显,经常出现漏判、误判等现象,心率估算结果并不是很理想。心率谐频与基频有着紧密的联系。

基于以上考虑,设计了一款以支持BLE4.0的CC2541为主控芯片^[5],与支持光电容积脉搏波描记法技术的心率传感器相结合的心率计^[6]。所提出的R波检测

收稿日期:2017-03

方法能有效提高心率估算精度^[7-9]。该心率检测仪具有功耗低、精度高、便携性好等诸多特点,对基于心率的健康监测具有很好的实用性。

2 系统方案设计

该系统的硬件部分主要由蓝牙功能模块、脉搏信号采集模块、电源模块 3 部分组成^[10],如图 1 所示。

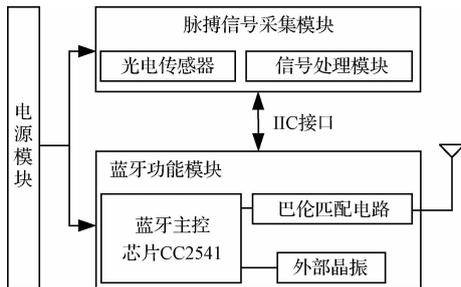


图 1 硬件系统结构

2.1 蓝牙功能模块

蓝牙功能模块按功能划分主要由主控芯片 CC2541、巴伦匹配电路和外部晶振组成。CC2541 集成了 2.4 GHz 射频收发器,是一款完全兼容 8051 内核的无线射频单片机^[11-12]。其蓝牙低功耗协议栈共同构成高性价比、低功耗的片上系统(SoC)解决方案,非常适合蓝牙低功耗应用^[13-15]。CC2541 具有 17 个 GPIO 端口和 1 个 IIC 接口,多种接口方式对其应用开发带来极大便利。本设计将 CC2541 作为 IIC 主机端,通过配置传感器寄存器的方式,初始化传感器工作;同时读取传感器内部寄存器数据,以识别传感器状态信息与脉搏波数据。

CC2541 在不同的工作模式中采用不同的晶振提供时钟信号,此处采用 32 M 晶振和 32.768 kHz 晶振。前者主要为芯片在一般工作模式下提供高频时钟,后者则为芯片处于睡眠模式提供低频时钟。

巴伦匹配电路及天线的设计较为重要,设计到射频电路指标是否优良,对通信距离、系统功耗都有较大影响。出于成本考虑,本设计采用倒 F 的 2.4 GHz 的 PCB 天线。

2.2 脉搏信号采集模块

脉搏波信号采集模块主要由传感器 MAX30100 及其外围电路构成。MAX30100 由 660 nm 红光 LED、880 nm 红外光 LED、光学探测器、优化光学器件和模拟信号降噪处理单元组成,可以用于测量脉搏血氧饱和度和心率。芯片集成了环境光消除解决方案,能一定程度上降低环境光和人体运动产生的运动伪差带来的影响。芯片 LED 部分需要 3.3 V 电源供给,而内部 AD 电路部分需要 1.8 V 电源供应。

芯片内部具有多个功能各异的 8 bit 可编程寄存器,工作采样频率、LED 电流强度的配置以及红外光数据、红光数据、温度数据、设备信息等数据读取均可通过读写寄

存器实现。不同工作模式的选择,能有效地降低能耗,芯片的最低功耗可达到 0.7 μ A。

数据 FIFO 寄存器同时存储红光和红外光数据,每个采样由 8 bit 红光和红外光数据依次组成,因此,完成一次需 32 bit 数据,即需要使用 IIC 接口读取 4 次。在心率模式下,仅需采样中的第一、第二字节,但每次采样仍需读取 4 次。另外,不同的模数转换分辨率,寄存器的有效数位均不同。例如当分辨率为 16 时,一个完整的红外光采样数据由 16 位数据组成;分辨率为 10 时,数据仅高 10 位有效。MAX30100 传感器 FIFO 数据结构如图 2 所示。

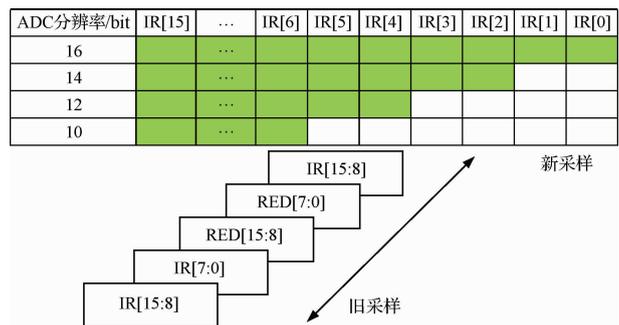


图 2 MAX30100 传感器 FIFO 数据结构

2.3 电源管理模块

本设计的电源采用 CR2032 纽扣电池,这主要是为了降低设计成本。由于 CC2541 需要输入直流 3.3 V 电压与 MAX30100 需要输入 1.8 V 和 3.3 V 两种电压,本设计采用 LT1963-1.8EST 稳压芯片,该元件能够将 3.3 V 直流电压稳定转换为 1.8 电压,实现降压目的,这样就可满足系统供电需要。

3 基于 CC2541 的协议栈改进

CC2541 的蓝牙协议栈是低功耗蓝牙协议的具体实现形式,即通过代码实现的一系列函数库。蓝牙 BLE4.0 协议栈是将各个层次的协议集合在一起,以函数的形式表示,提供一些应用层的接口 API,运行流程如图 3 所示。

上电后,首先是对硬件外设、系统和基本任务的初始化;待初始化后,进入系统并不断轮询蓝牙事件,检测是否有外部蓝牙设备对其的连接请求;若有请求,建立连接并提供服务,否则继续轮询蓝牙事件;在对外设等初始化过后,轮询蓝牙事件和传感器采集事件;若进入脉搏采集事件,则运行传感器配置采集程序,否则继续轮询上一事件;更新 GATT 属性列表、发送数据到 GATT 层,发送通知;当蓝牙断开连接或电源异常则终止脉搏波采集。

如图 4 所示,CC2541 进入传感器采集事件后,首先检测 IIC 接口初始化是否完成,并作为主机设备通过 IIC 接口,连接传感器。主机读取设备 ID 寄存器并判断所连设备是否为 MAX30100;若 ID 匹配则 CC2541 开始配置传感器,否则重新尝试。

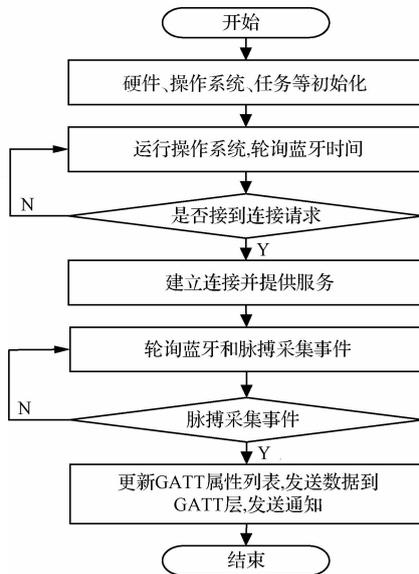


图3 BLE协议栈运行流程

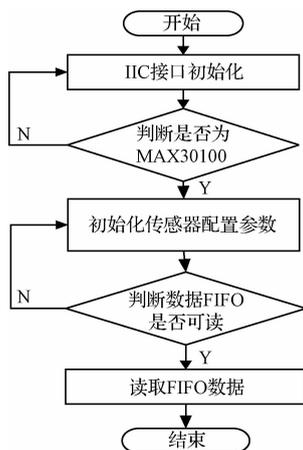


图4 传感器工作模块

4 R波检测算法

通过脉搏波信号估算心率依据动脉血的脉动过程对光吸收差异的原理。R波较同周期其他波峰波谷易于识别,本文主要根据R波的出现判断心动周期。

环境光、芯片与皮肤贴合松动等因素均能对脉搏波信号产生噪声。本设计考虑的应用场景为人体相对平静的状态,未考虑人体剧烈运动等强烈噪声信号。人体心率周期范围在40~210 BPM,对应频率范围在0.6~3.5 Hz。首先对光信号进行截止频率为0.6和3.5 Hz的带通滤波处理,排除部分非脉搏波信号。

算法采用8 s时间窗,脉搏波和加速度信号以2 s的速度步进。用 F_{cur} 表示当前时间窗内估算的心率频率点的个数,用 F_{prev} 来表示上一时间窗估算的心率频率位置;在当前时间窗 F_{cur} 中设置3个频率变化范围,找出3个频率范围即第1频率范围 R_1 、第2频率范围 R_2 、第3频率范围

R_3 ,如下式所示:

$$\begin{aligned} R_1 &= [F_{prev} - \epsilon_1, F_{prev} + \epsilon_1] \\ R_2 &= [2 \times F_{prev} - \epsilon_2, 2 \times F_{prev} + \epsilon_2] \\ R_3 &= [3 \times F_{prev} - \epsilon_3, 3 \times F_{prev} + \epsilon_3] \end{aligned} \quad (1)$$

其中 F_{prev} 为500, $\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3$ 为各频率范围的领域半径,本方法中分别为60、60、100;

用 P_1, P_2, P_3 表示 R_1, R_2, R_3 的最高峰值频率位置;将 S_1, S_2, S_3 记为 P_1, P_2, P_3 点处相应的信号频谱值;综合考虑R波在光谱中可能出现的情况,需完成以下3种情况。

1)若 S_1, S_2, S_3 中某一值明显大于其他显著峰值点,将当前时间窗的心率频率值当做相应的基频; F_{cur} 定义如式(2)所示。

$$F_{cur} = \frac{P_i}{i} \quad (2)$$

式中: $i \in (1, 2, 3)$ 。 T 为算法最优而预定义的阈值,本方法中 $T = 0.6$ 。

2)若PPG信道没有明显的波峰,在 P_1, P_2, P_3 中找出一个谐波相关的峰值对,并将它们的基频作为当前时间窗心率频率指数,具体如式(3)所示。

$$F_{cur} = \frac{\frac{P_i}{i} + \frac{P_j}{j}}{2} \Leftrightarrow \frac{P_i}{i} - \frac{P_j}{j} < \delta \quad (3)$$

式中: δ 为一任意小整数,本方法中 $\delta = 9$ 。

3)若以上情况均未出现,则建立一个10 s的时间窗,用以连接当前和先前窗口,同样在该区域定义上述3个谐波变化范围;用 Q_1, Q_2, Q_3 表示这些频率变换范围的最高峰值频率位置指数;将所有可利用的基础频率的平均值作为 F_{cur} 。

$$F_{cur} = \frac{1}{6} \left(P_1 + \frac{P_2}{2} + \frac{P_3}{3} + Q_1 + \frac{Q_2}{2} + \frac{Q_3}{3} \right) \quad (4)$$

5 实验结果

本设计作为蓝牙从机,采集脉搏波信号并估算心率值发送至主机设备,实物如图5所示。这里的主机端为支持低功耗蓝牙的Android手机端体域网监测APP。图6所示为心率效果。

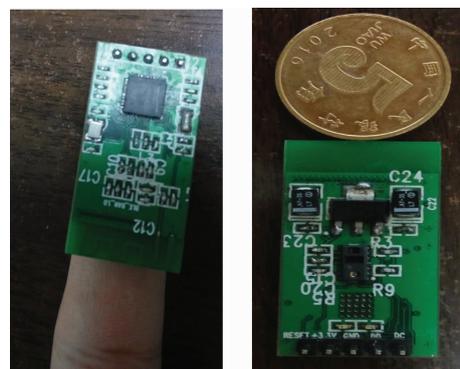


图5 硬件实物

(下转第67页)

化实现[J]. 计算机技术与发展, 2014, 24(11): 13-16.

作者简介

杜文彬, 1991 年出生, 硕士, 主要从事光电跟踪和系

统仿真方面的研究。

毛征, 1959 年出生, 工学博士, 教授, 主要研究方向为兵器系统仿真与光电跟踪技术研究。

E-mail: maozheng@bjut.edu.cn

(上接第 57 页)

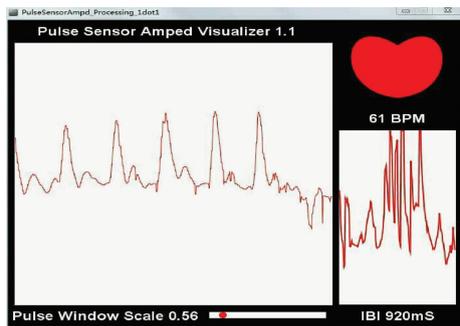


图 6 脉搏波效果

受测者在平静状态下进行的心率检测, 同时采用医用指夹式心率计同时监测, 作为基准数据。经多次测量记录, 本文所介绍的心率计与基准数据的平均误差在 2 BPM 以内。

6 结论

本文介绍了一款基于低功耗蓝牙的脉搏波监测仪, 采用光电容积脉搏波技术, 可用于非运动状态下的心率、血氧饱和度、体温等体征的测量。改进的 R 波检测算法充分考虑脉搏波的特点, 提高 R 波选取的有效性, 显著的提升了心率估算的精度。由实验结果可以看出, 该心率计具有低功耗、精度高、便携等特点, 具有很高的实用价值。

参考文献

- [1] 朱广, 黎海涛, 马银童, 等. 低功耗物联网网关设计与实现[J]. 国外电子测量技术, 2016, 35(6): 31-36.
- [2] 欧阳骏, 陈子龙, 黄宁淋. 蓝牙 4.0 BLE 开发完全手册[M]. 北京: 北京化学工业出版社, 2013.
- [3] 王冬梅, 张涛, 闫丰. 基于光电容积脉搏波描记法的无创连续血压测量[J]. 中国生物医学工程学, 2012, 31(4): 607-614.
- [4] 季忠, 刘旭. 基于波形特征和小波的脉搏波特征点识别研究[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(2): 379-386.
- [5] 吴金奖, 陈建新, 田峰. 可穿戴心电信号监测中运动伪影消除技术研究[J]. 信号处理, 2014, 30(11): 1388-1393.
- [6] 陈妮, 张国栋, 颜焕欢. 便携式无线光电容积脉搏波采集系统设计[J]. 电子测量技术, 2017, 40(1): 101-104.
- [7] 周岳斌, 杨凯, 陈家顺. 腕带式无线心率检测仪设计[J]. 微型机与应用, 2017, 36(4): 99-102.
- [8] 洋洋, 陈小惠, 王保强, 等. 脉搏信号中有效信号识别与特征提取方法研究[J]. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(1): 126-132.
- [9] 朱平安, 胡春生. 简单快速实时 R 波检测算法的研究[J]. 计算机工程与设计, 2008, 29(13): 3462-3464, 3521.
- [10] 张家盛, 张加岭, 禹东川, 等. 可穿戴式心率检测系统的设计[J]. 自动化与仪器仪表, 2015, 183(2): 107-112.
- [11] 熊界, 周晓青, 刘志朋, 等. 基于低功耗蓝牙的跌倒检测系统的设计[J]. 中国医疗设备, 2016, 31(12): 23-25, 34.
- [12] 赵志强, 郑国维, 沈巍, 等. 脉搏波信号降噪和特征点识别研究[J]. 电子设计工程, 2013, 21(5): 57-60.
- [13] 石建飞. 数字心率计的单片机设计与实现[J]. 自动化技术与应用, 2013, 32(5): 67-69, 76.
- [14] 刘劲松, 朱纯午. 一种基于 STM32 和 PPG 技术的腕带式心率计设计[J]. 电子技术应用, 2016, 42(10): 62-64, 68.
- [15] 张洪涛, 毛洪飞, 袁烽, 等. 基于 Sopc 的数字心率计设计[J]. 电子设计工程, 2011, 26(2): 31-33.

作者简介

马银童, 1990 年出生, 在读硕士研究生, 主要研究方向为无线通信。

黎海涛, 1974 年出生, 工学博士, 副教授, 主要研究方向为无线通信。

E-mail: tongxj.ok@163.com