

基于 LoRa 的心率血氧实时监测系统的研究

吴磊, 胡维平

(广西师范大学 广西多源信息挖掘与安全重点实验室, 广西 桂林 541004)

摘要: 针对传统的心率、血氧饱和度检测方法在现代医院的应用中存在的缺陷和不足问题, 开发了一种基于 LoRa 的心率血氧实时监测系统。该系统包括一组患者佩戴的心率血氧实时监测手环和与心率血氧实时监测手环通过 LoRa 基站连接的服务器。心率血氧实时监测手环以 STM328L151CBU6A 作为处理器, 集成 MAX30102 脉搏波传感器、SX1278 芯片等。STM328L151CBU6A 处理器首先对 MAX30102 采集的脉搏波信号进行预处理, 然后通过心率血氧算法计算出心率血氧值并判断异常与否, SX1278 芯片通过 LoRa 无线方式将心率血氧值或异常信号传输至 LoRa 基站, LoRa 基站将数据或异常信号通过以太网的方式传输至服务器, 服务器对接收到的数据或异常信号进行处理和存储, 供每个护士站对每个患者的心率血氧状况进行实时的监测。实验表明, 该系统传输网络稳定可靠、复杂环境传输距离远, 对心率、血氧的监测准确度较高。

关键词: 心率; 血氧饱和度; LoRa; MAX30102

中图分类号: R318.6

文献标识码: A

文章编号: 1674-6236(2019)14-0097-05

Research on LoRa-based real-time heart rate oxygen monitoring system

WU Lei, HU Wei-ping

(Guangxi Multi-Source Information Mining and Security Key Laboratory, Guangxi Normal University, Guilin 541004, China)

Abstract: Aiming at the shortcomings of traditional heart rate and blood oxygen saturation detection methods in modern hospitals, a real-time monitoring system of heart rate and blood oxygen based on LoRa was developed. The system consists of a real-time heart rate and blood oxygen monitoring wristband worn by a group of patients and a server connected to a LoRa base station by a real-time heart rate and blood oxygen monitoring wristband. STM328L151CBU6A is used as the processor of the wristband for real-time monitoring of heart rate and blood oxygen, and integrated with MAX30102 pulse wave sensor and SX1278 chip. Firstly STM328L151CBU6A processor preprocesses the pulse wave signals collected by MAX30102, and then calculates the heart rate and blood oxygen value by heart rate and blood oxygen algorithm and judges whether the result is abnormal or not. SX1278 chip transmits the heart rate and blood oxygen value or abnormal signal to LoRa base station by LoRa wireless mode, and LoRa base station transmits the data or abnormal signal to the server by ethernet. The data or abnormal signals received by the server are processed and stored for real-time monitoring of heart rate, blood oxygen status of each patient in each nurse station. The experiments show that the system has stable and reliable transmission network, long transmission distance in complex environment, low power consumption of wearing equipment, and high accuracy of heart rate and blood oxygen monitoring.

Key words: heart rate; blood oxygen saturation; LoRa; MAX30102

收稿日期: 2018-11-29

稿件编号: 201811160

随着科技的快速发展, 智能化已然成为了这个时代的主题, 在医疗方面亦是如此。心率和血氧饱

基金项目: 广西科技计划项目 2016 项目 (桂科 AC1638003); 广西研究生教育创新项目 (XYSZ2018079)

作者简介: 吴磊 (1993—), 男, 山东菏泽人, 硕士研究生。研究方向: 智能医疗。

和度是人体比较重要的两个生理参数^[1-2],在住院部是每个患者每天的常规检测指标。目前大部分医院采用半智能化检测方式对住院部患者心率血氧进行检测,即用血氧仪检测,然后通过护士人工登记到电脑上^[3]。其存在一些问题,对于普通患者:护士每天对患者进行有限次数的心率和血氧检测,并不能及时发现未检测时间心率和血氧的异常状况;护士对患者检测的心率和血氧值通过手动登记到电脑上,增加了错误数据的发生率;护士需要每天对每个患者进行心率和血氧检测,大大增加了护士的工作量。对于重症患者:需要通过心电监护器对心率和血氧进行实时监测,但是这种方式在患者身体上布置很多线,严重影响患者的舒适度。

1 监测原理

心率为心脏每分钟跳动的次数,非运动状态下正常人的心率值为60次/分钟到100次/分钟^[4]。一般地,人体的脉率与心率是相同的,所以本文通过采集脉搏信号,根据 k 个周期内红外光光源的反射光信号各个相邻波峰之间的平均采样数计算出心率,计算公式如下:

$$peak_interval_num = \frac{\sum_{i=1}^{k-1} (peak_{i+k} - peak_i)}{k-1} \quad (1)$$

$$heart_rate = \frac{fs}{peak_interval_num} \times 60 \quad (2)$$

其中, $peak_i (i=1, 2, \dots, k)$ 表示 k 个周期的峰值横坐标, $peak_interval_num$ 表示相邻在 k 个周期内相邻两波峰间的平均值, fs 表示采样频率, 本设计中, $fs=100$ Hz。

血氧饱和度为血液中被氧结合的氧和血红蛋白(HbO_2)的容量占全部可结合的血蛋白容量的百分比, 正常应不低于94%^[5]。血氧饱和度可用以下公式表示:

$$SaO_2 = \left(\frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \right) \times 100\% \quad (3)$$

其中 C_{HbO_2} 为氧和血红蛋白的浓度, C_{Hb} 为脱氧血红蛋白的浓度, SaO_2 为血氧饱和度的值。

根据朗伯比尔定律^[6]:

$$I = I_0 \times F \times e^{-(E_1 C_1 + E_2 C_2)L} \quad (4)$$

其中 I 是由于人体反射所接收的光强, I_0 是入射光强, F 是人体组织吸光系数, E_1 和 E_2 分别为人体

组织中氧和血红蛋白 HbO_2 和脱氧血红蛋白 Hb 的吸光系数, C_1 和 C_2 分别为人体组织中氧和血红蛋白 HbO_2 和脱氧血红蛋白 Hb 的浓度, L 为发射的光路长度。由于心脏的搏动, 人体血液组织也会波动, 就会导致 L 的变化, 相对应的反射光强就变化为直流信号产生的光强 DC 与交流信号产生的光强 AC , 即:

$$I_{AC} + I_{DC} = I_{DC} e^{-(E_1 C_1 + E_2 C_2) \Delta L} \quad (5)$$

对式(5)两边取对数, 得:

$$\ln[(I_{AC} + I_{DC})/I_{DC}] = -(E_1 C_1 + E_2 C_2) \Delta L \quad (6)$$

由于反射光中的交流量与直流量的百分比非常小^[7], 所以:

$$I_{AC}/I_{DC} = -(E_1 C_1 + E_2 C_2) \Delta L \quad (7)$$

因为 ΔL 是未知量, 所以本文选择两路不同波长的入射光 λ_1 和 λ_2 用来消除 ΔL , 得:

$$\frac{I_{AC}^{\lambda_1}/I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2}/I_{DC}^{\lambda_2}} = \frac{E_1^{\lambda_1} C_1 + E_2^{\lambda_1} C_2}{E_1^{\lambda_2} C_1 + E_2^{\lambda_2} C_2} \quad (8)$$

将式(8)结合式(3), 可得:

$$SaO_2 = \left(\frac{E_2^{\lambda_2}}{E_1^{\lambda_1} - E_2^{\lambda_1}} \times \frac{I_{AC}^{\lambda_1}/I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2}/I_{DC}^{\lambda_2}} - \frac{E_2^{\lambda_1}}{E_1^{\lambda_2} - E_2^{\lambda_2}} \right) \times 100\% \quad (9)$$

式(9)中, $E_1^{\lambda_1}$ 、 $E_2^{\lambda_1}$ 、 $E_1^{\lambda_2}$ 、 $E_2^{\lambda_2}$ 为常数。于是, 令 $A = E_2^{\lambda_2}/E_1^{\lambda_1} - E_2^{\lambda_1}$, $B = E_2^{\lambda_1}/E_1^{\lambda_2} - E_2^{\lambda_2}$, $R = (I_{AC}^{\lambda_1}/I_{DC}^{\lambda_1})/(I_{AC}^{\lambda_2}/I_{DC}^{\lambda_2})$, 得:

$$SaO_2 = (A \times R - B) \times 100\% \quad (10)$$

以上可以得出结论, 运用朗伯比尔定律, 使用两路不同波长的入射光可以消除 ΔL , 如图1所示, 为人体血液组织中氧和血红蛋白 HbO_2 和脱氧血红蛋白 Hb 对不同波长入射光的吸收率^[8]。

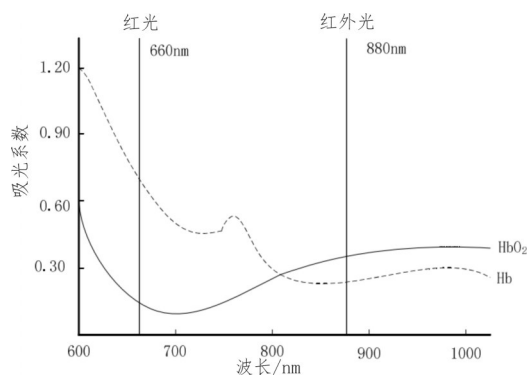


图1 血红蛋白吸收曲线

可知, 入射波长范围为600~700 nm和800~1 000 nm之间时, 两者的吸收系数差别较大, 因此采用波长为660 nm红光和波长为880 nm红外光作为入射光源。

2 系统设计方案

2.1 系统总体设计

本系统开发的基于LoRa的心率血氧实时监测系统,系统总体结构图如图2所示。心率血氧实时监测手环佩戴在患者手腕处,对患者的心率、血氧进行实时的监测,并且每间隔五秒将心率血氧数据或异常信号通过LoRa无线方式传输至LoRa基站,LoRa基站将数据或异常信号通过以太网的方式传输至服务器,服务器对接收到的数据或异常信号进行处理和存储,供每个护士站对每个患者的心率血氧状况进行实时的监测。

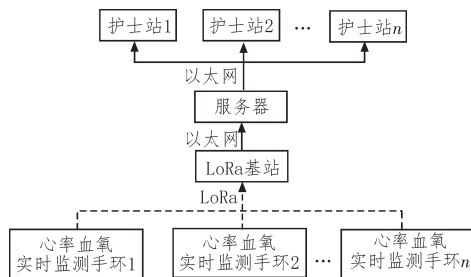


图2 系统总体结构图

2.2 手环硬件设计

心率血氧实时监测手环分为以下几个模块:脉搏波传感器模块、控制器模块、LoRa无线通信模块、信息显示模块、报警模块、电源模块,系统硬件模块图如图3所示。脉搏波传感器使用MAX30102脉搏波传感器芯片,其集成了多个LED、光电检测电路、放大电路、A/D转换电路、数字滤波电路等,提供标准的IIC接口,并且MAX30102脉搏波传感器具有功耗极低、体积小的特点,能够节省系统的空间,简化系统的设计流程。控制器模块使用Cortex-M3超低功耗32位STM328L151CBU6A微控制器。LoRa无线通信模块使用SX1278芯片,其为一款低功耗、远距离的无线数字收发芯片,利用了先进的扩频调制技术,增加了链路预算,具有更强的抗干扰能力,工作频段为137~525 MHz,接收灵敏度高达-148 dBm,在本设计中工作频率为433 MHz^[9-12]。信息显示模块使用0.96寸OLED有机发光二极管,通过IIC接口与STM328L151CBU6A微控制器交互信息,其具有自发光、反映速度快、对比度高等优点,正常显示功耗仅为0.06 W^[13]。

MAX30102脉搏波传感器驱动两路不同波长的LED交替照射患者手腕处,入射光经由皮肤组织吸

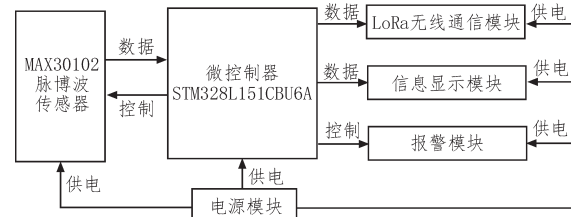


图3 系统硬件模块图

收后,由光敏三极管接收,将接收到的光信号放大后进行A/D转换,然后存放到内部先入先出(FIFO)存储器中。STM328L151CBU6A微控制器通过IIC接口配置MAX30102脉搏波传感器采集数据的参数,访问内部FIFO存储器来读取脉搏波信号,在STM328L151CBU6A微控制器中对脉搏波信号进行信号处理后使用心率血氧提取算法计算出心率血氧值,实时的显示在OLED屏上,同时通过SPI接口将数据传输至LoRa无线通信模块,微控制器也会对计算出的心率血氧值进行判定,当判定异常时会触发报警模块报警。电源模块为MAX30102脉搏波传感器模块、STM328L151CBU6A微控制器模块、LoRa无线通信模块、信息显示模块以及报警模块提供稳定的输出电压。

2.3 手环软件设计

手环软件流程框图如图4所示。

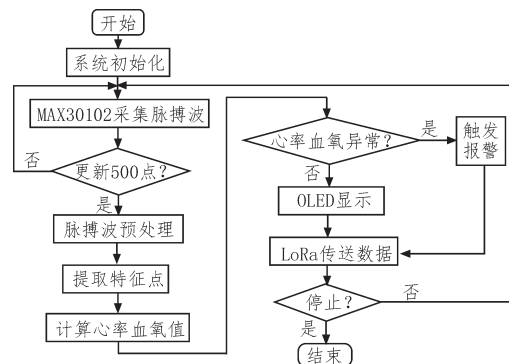


图4 手环软件流程框图

上电后,系统首先进行初始化,包括MAX30102脉搏波传感器初始化、SX1278芯片初始化、OLED显示屏初始化、SPI、IIC和串口UART的初始化。本文中,微控制器每10 ms通过IIC接口从MAX30102脉搏波传感器FIFO中采样一次,直到采集500个点(5 s时间),得到脉搏波信号后,因为通过脉搏波传感器获取到的原始信号,必然会受到外界环境、患者动作以及心理等的影响,因此在提取脉搏波特征之前,需对其进行预处理,常用的方法有^[14]:滑动平均滤波

法,小波变换滤波法,自适应滤波法,形态学滤波法。人体脉搏波的频率一般在0.5~10 Hz范围,综合考虑实时性和运算复杂度,选择滑动平均滤波法对脉搏波信号进行滤波处理,滑动平均滤波表达式为:

$$X_k = \frac{x_k + x_{k+1} + x_{k+2} + \cdots + x_{k+n-1}}{n} \quad (11)$$

式中, n 为滑动平均的点数, k 为当前点数。经过多次实验,当滑动平均点数为10时能够产生较好的效果。图5为脉搏波原始信号,图6为10点滑动平均之后的脉搏波信号。

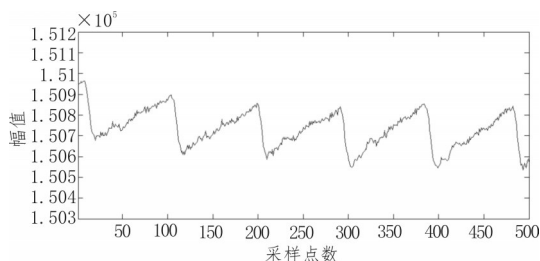


图5 脉搏波原始信号

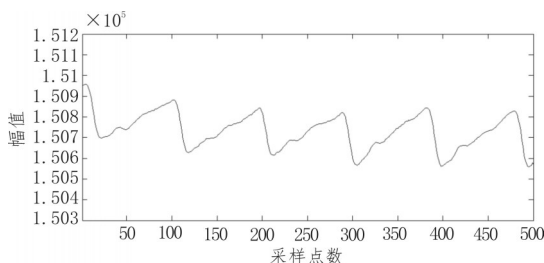


图6 10点滑动平均后的脉搏波信号

对原始脉搏波信号进行10点滑动平均滤波后,需对其进行特征点提取,根据心率血氧检测原理,提取的特征点包括脉搏波的峰值、峰谷的横纵坐标值。本文通过差分阈值法计算出极大值与极小值,即对脉搏波信号中前后两点的光强进行差分计算。当检测到连续两个差分值为正,接着连续3个差分值为负时,则认为中间点的值是一个极大值。当检测到连续两个差分值为负,接着连续3个差分值为正时,则认为中间点的值是一个极小值。然后对得到的所有极大值与极小值进行筛选:对于极大值,当其值大于大阈值时,则为波峰,小于大阈值时,则剔除;对于极小值,当其值小于小阈值时,则为波谷,大于小阈值时,则剔除。经过多次实验,大阈值与小阈值分别取脉搏波最大值和最小值的9/10。以上即得到了脉搏波信号的峰值、谷值的横纵坐标值。

提取完脉搏波的特征点之后,根据心率血氧检测原理通过心率血氧算法即可计算出患者的心率血氧值。得到心率血氧值后会对其进行异常判定:如

果心率值小于60或大于100、血氧值小于94%,则判定为异常,会执行报警程序,同时将异常信号通过LoRa无线方式传输至LoRa网关;否则判定为正常,将数据实时的显示在OLED显示屏上,同时将心率血氧值通过LoRa无线方式传输至LoRa网关。

3 系统测试结果与分析

3.1 心率血氧测试与分析

本文选取鱼跃YX301指夹式医用脉搏检测仪进行心率血氧检测的对比。选择8名测试者进行心率血氧测试实验,其中4名男性,4名女性,年龄在20~30之间,每名测试者测试5次(静止状态下测试),每次测试间隔10分钟,本系统测试位置为测试者左手腕处,YX301检测仪测试位置为测试者左手食指处,表1为本系统心率测试结果,表2为YX301检测仪心率测试结果,表3为本系统血氧测试结果,表4为YX301检测仪血氧测试结果,表5为本系统与YX301检测仪心率血氧平均误差结果。注:每名测试者在本系统5次测试结果和在YX301检测仪5次测试结果一一对应,平均误差结果为绝对值显示。

表1 本系统心率测试结果

测试人员	心率值/(次/分)				
男1	77	78	75	77	82
男2	67	72	73	68	72
男3	69	66	68	67	66
男4	74	78	75	73	74
女1	80	84	79	83	83
女2	89	85	88	87	88
女3	84	87	88	86	82
女4	75	77	77	81	78

表2 YX301检测仪心率测试结果

测试人员	心率值/(次/分)				
男1	77	76	73	78	80
男2	68	70	72	66	74
男3	68	69	71	70	67
男4	75	77	76	72	74
女1	81	80	79	81	83
女2	90	87	87	86	89
女3	84	83	84	85	80
女4	77	79	78	80	80

从表1、表2中心率测试数据可以得出:本系统与YX301检测仪的单点心率测量误差在 ± 4 次/分之间,约90%的单点心率误差在 ± 3 次/分内。从表3、表4中血氧测试数据可以得出:本系统与YX301检测

表3 本系统血氧测试结果

测试人员	血氧值/%				
男1	100	100	99	100	100
男2	99	99	100	99	99
男3	98	99	98	98	98
男4	99	98	99	99	99
女1	99	97	99	100	99
女2	99	99	98	100	100
女3	99	99	100	99	100
女4	99	100	99	99	100

表4 YX301检测仪血氧测试结果

测试人员	血氧值/%				
男1	99	100	99	98	99
男2	99	99	99	98	99
男3	98	99	99	99	98
男4	99	97	99	99	99
女1	99	99	100	100	99
女2	99	98	99	99	99
女3	99	99	99	98	99
女4	99	98	100	99	99

表5 本系统与YX301检测仪心率血氧测试平均误差

测试人员	心率平均误差/(次/分)	血氧平均误差/%
男1	1.4	0.8
男2	1.6	0.4
男3	2.2	0.4
男4	0.8	0.2
女1	1.4	0.6
女2	1.2	0.8
女3	2.2	0.6
女4	1.6	0.8

仪的单点血氧测量误差在 $\pm 2\%$ 以内。从表5中心率血氧平均误差结果可以得出:5次心率测试结果平均误差最大为 ± 2.2 次/分,5次血氧测试结果平均误差最大为 $\pm 0.8\%$ 。

误差分析:

1)对于心率实验结果,因为每个人在不同时间的心理状态不同以及本系统测量位置与YX301检测仪测量位置不同,都会给实验结果带来影响,增大误差。

2)对于血氧实验结果,因为每名测试者都属于健康人群,所以本系统测试结果对比YX301检测仪测试结果误差较小。

3.2 系统稳定性测试

本文通过改变心率血氧实时监测手环与LoRa网关之间的通信距离、环境复杂度来模拟医院环境,以测试系统的稳定性。一般住院部每个科室占1~3

层楼,为了充分验证稳定性,测试环境选择一栋六层高的教学楼,LoRa网关设置在一层。测试结果如表6所示。

表6 系统稳定性测试结果

手环位置	通信结果(静止)	通信结果(移动)
一层	成功	成功
二层	成功	成功
三层	成功	成功
四层	成功	成功
五层	成功	成功
六层	成功	成功

从表6中测试结果可以得出:本系统心率血氧实时监测手环与LoRa网关的通信稳定性能够满足应用需求。

4 结束语

目前医院对住院部患者心率血氧的检测方面,主要为使用血氧仪进行检测,然后通过护士人工登记到电脑上。在这个过程中,存在着一些潜在的危险和繁琐的问题^[15-16]。

文中设计的基于LoRa的心率血氧实时监测系统,能够实现在护士站对患者端每名患者心率血氧的实时监测,且当心率血氧数据异常时患者端和护士站均发出报警,解决了普通患者的心率血氧数据不能得到实时监测、护士手工登记患者心率血氧数据可能出错导致医疗事故的问题,也解决了对重症患者心率血氧数据监测需要布线影响患者舒适度的问题。通过测试可得,该系统对心率、血氧饱和度的监测准确度较高,且整个系统通信稳定可靠。

参考文献:

- [1] 吕智鹏,石紫茹,王君瑞.关于心率传感器在可穿戴设备上的实际应用[J].中国新通信,2018,20(17):232.
- [2] 张纯青,千博.基于AFE4490的无创血氧检测系统设计[J].无线互联科技,2018,15(19):157-158.
- [3] 潘美群.护理信息化管理与改进对策[J].中医药管理杂志,2018,26(16):158-160.
- [4] 彭瑞华,白梅.高血压患者心率与心率昼夜节律分析的意义[J].临床心电学杂志,2017,26(1):31-33.
- [5] 白鹏飞,刘强,段飞波,等.基于MAX30102的穿戴式血氧饱和度检测系统[J].激光与红外,2017,47

(下转第106页)

- 电荷积聚研究进展[J].电工技术学报,2017,32(8):10-21.
- [5] 杨景明,张天俊,王亚超,等.变频调速系统中电压的隔离检测与实现[J].电测与仪表,2018,55(12):120-124.
- [6] 段韶峰,李志兵,詹花茂,等.252 kV GIS 中特快速瞬态过电压和特快速瞬态电流特性试验研究[J].电网技术,2015,39(7):2046-2051.
- [7] 蔚超,陆云才,高晓军,等. ± 800 kV 特高压换流变压器现场局放试验关键技术研究[J].电力工程技术,2016,35(4):28-31.
- [8] 刘潇.特高频法在广东电网 GIS 局部放电检测的应用[D].广州:华南理工大学,2015.
- [9] 吴麟琳,黄少锋.平行双回线对反时限零序电流保护的影响及改进算法[J].电网技术,2013,37(3):707-712.
- [10] 孙柯,张强,卢歆.变压器局部放电检测系统[J].电子科技,2012,25(9):70-71.
- [11] 黎颖.气体绝缘金属封闭开关设备状态监测技术及其应用研究[D].广州:华南理工大学,2013.
- [12] 刁常晋,程养春,邓春,等.阶梯升压试验和恒定电压试验中油纸绝缘局部放电发展规律的对比[J].高电压技术,2013,39(2):365-373.
- [13] 邹琴.基于防伪应用的低成本 RFID 标签天线设计技术[D].北京:北京邮电大学,2013.
- [14] 龙兆芝,刘少波,李文婷,等.冲击电压分压器线性度试验研究[J].高电压技术,2012,38(8):2015-2022.
- [15] 王美树,金泱.定子绕组端部绝缘施加直流电压试验在空冷发电机中的应用[J].浙江电力,2018(1):82-85.
- [16] 尹泽平.变压器局部放电周期性干扰抑制方法综述[J].中国电力教育,2012(12):152-153.
- [17] 李效乾.7500A 直流断路器测试电源的研制[D].北京:华北电力大学,2012.
- [18] 陈晨,陈悦,刘卫东,等.变压器局部放电在线检测的地线传感法研究[J].浙江电力,2014(12):21-25.
- [19] 刘军.大功率模拟集成电路直流参数测试研究与实现[D].成都:电子科技大学,2010.
- [20] 谢金泉,李晓华,戴美胜.500 kV 同塔双回输电线路感应电流和感应电压研究[J].华东电力,2013,41(3):602-606.

(上接第 101 页)

- (10):1276-1280.
- [6] 陈真诚,甘永进,朱健铭.基于 AFE4400 的反射式血氧饱和度检测系统[J].传感器与微系统,2016,35(5):91-93,96.
- [7] 毕海涛.可穿戴式单芯片心率血氧智能采集的设计[D].沈阳:东北大学,2014.
- [8] 渠立亮.基于近红外光透射式血氧含量监测系统研究[D].哈尔滨:哈尔滨理工大学,2016.
- [9] 刘静,杨永杰,李丹,张会猛.可穿戴式生理数据检测仪的研制[J].传感器与微系统,2016,35(7):76-79.
- [10] AREF M, SIKORA A. Free space range measurements with Semtech LoraTM technology[C]// International Symposium on Wireless Systems within the Conferences on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications. IEEE, 2014:19-23.
- [11] 龚阳,崔琛,王津,等.基于扩频通信的无线抄系统设计及实现[J].计算机测量与控制,2016,24(12):237-240.
- [12] 王瑞,李跃忠.基于 SX1278 的水表端无线抄表控制器[J].电子质量,2015(12):67-68.
- [13] 黄伟荣.基于可穿戴式健康参数监测方法与系统设计[D].西安:西安理工大学,2018.
- [14] 黄万风.基于桡动脉脉搏波的家用心血管功能参数检测系统的设计与实现[D].合肥:安徽大学,2017.
- [15] 韩帅.血氧饱和度监测仪的设计与应用研究[D].天津:天津工业大学,2016.
- [16] 金鑫,龚纯贵,郑刚.基于无线技术的医用血氧监测系统的设计与应用[J].光学仪器,2018,40(4):63-67.