

面向重症监护室患者的无线体征监测系统设计^{*}师嘉仪¹ 胡 慧² 赵蓉恒¹ 王 涛¹ 任 帅¹

(1.北京理工大学自动化学院 北京 100081; 2.北京航天动力研究所 北京 100076)

摘 要:重症监护室(ICU)作为救治危重病患的核心场所,承担着对重症患者进行全天候监护和治疗的重要职责。然而,目前国内 ICU 中普遍采用的生命体征监测系统仍以有线设备为主,存在诸多局限性。因此,提出了一款无线体征监测系统,佩戴于患者的腕部和指尖使用,可以实时采集患者的体温、心率和血氧饱和度,并将结果上传至手机和云平台数据库显示。对比现阶段使用的有线监护仪,该设备小巧且易于穿戴,大大提高了患者的舒适度和自由度,同时有效减少了患者与仪器的物理接触,降低感染风险。在静息状态下,同时佩戴该无线监测设备、华为手环和医用指夹式心率血氧仪(作为标准)对同一人体进行检测。结果表明,该无线监测设备测量的心率数据标准误差为 0.15,血氧数据的标准误差为 0.065;华为手环测量的心率数据标准误差为 0.48,血氧数据的标准误差为 0.13。由此可得该无线监测设备的测量准确度高于华为智能手环,连续监测和数据记录性优于指夹式心率血氧仪,对 ICU 迈向智能化有深远意义。

关键词:可穿戴设备;连续监测;无线传输;生命体征信号;ICU

中图分类号: TH86;TN92 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.80

Wearable wireless vital sign monitoring system for patients
in intensive care unitsShi Jiayi¹ Hu Hui² Zhao Rongheng¹ Wang Tao¹ Ren Shuai¹

(1.School of Automation, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China;

2. Beijing Aerospace Propulsion Institute, Beijing 100076, China)

Abstract: The intensive care unit serves as a central hub for treating critically ill patients, with the essential responsibility of providing continuous monitoring and care for severe cases. However, the current vital sign monitoring systems used in most domestic ICUs mainly depend on wired equipment, which comes with various limitations. This paper presents a wireless vital sign monitoring system that can be comfortably worn on the patient's wrist and fingertips to address this issue. This system is designed to collect real-time data on the patient's body temperature, heart rate, and blood oxygen saturation levels. The collected data is then uploaded to both a mobile phone and a cloud-based database for easy access and display. Compared to the existing wired monitors, this device is compact, easy to wear, and enhances patient comfort and mobility. It also reduces physical contact with the equipment, decreasing the infection risk. During testing, one individual wore the wireless monitoring device alongside a Huawei smart band and a medical-grade finger-clip heart rate and blood oxygen monitor (considered the standard) while resting. The results indicated that the standard error for heart rate data from the wireless monitoring device was 0.15, while for blood oxygen data, it was 0.065. In contrast, the Huawei smart band showed a standard error of 0.48 for heart rate data and 0.13 for blood oxygen data. These findings suggest that the wireless monitoring device provides greater measurement accuracy than the Huawei smart band and outperforms the finger-clip heart rate and blood oxygen monitor in terms of continuous monitoring and data recording capabilities. This advancement is significant for the evolution of intelligent ICUs.

Keywords: wearable device; continuous monitoring; wireless transmission; vital signs signals; ICU

0 引 言

重症监护室(intensive care unit, ICU)作为医院的重症

监护中心,承担着对危重患者生命体征全方位监控与护理的职责。而随着现代医学技术的不断发展,医疗设备的革新与智能化^[1]已成为 ICU 护理的重要方向之一。对

收稿日期:2025-08-23

^{*} 基金项目:北京自然科学基金(3232014)、北京市科技计划(Z251100006025017)项目资助

ICU 危重症患者的实时监测尤其是体征监测,对于病情判断和治疗决策至关重要。

目前,生命体征监测系统多依赖于有线设备,尽管能够提供较为准确的监测数据,但仍存在许多如患者活动受限、感染风险增加和导致医患关系紧张^[2]等问题,逐渐成为制约 ICU 高效运行的瓶颈。因此,陈美巧等^[3]对可穿戴无线医疗系统的可靠性进行探讨,提出其必将成为发展趋势,推动医疗行业迈向精准、高效、智能的阶段。此外,王婷^[4]对医疗数据统计效率进行研究,提出在传统方式中,数据的收集主要依赖于人工操作,这一过程不仅耗时耗力,而且容易出错。而宽带物联网无线传输技术不仅大大提高了体征数据处理效率和可靠性,还可为医疗科研提供更为丰富和实时的数据源。因此,本文提出一种用于 ICU 患者的无线体征监测系统,实现长时间、不间断地监测患者健康情况。

首先明晰对于患者病情判断较为重要的生命体征信号,再选取相对应的传感器进行监测。结合调研结果以及可穿戴测量情况等全方面考虑,筛选出对于患者病情判断较为重要的生命体征信号,即体温、心率和血氧饱和度^[5]。

接着对于每种生命体征信号分别选取最适合的检测原理和方式^[6],实现准确连续的数据采集。对于数据的传输和可视化显示,杜永星^[7]提出在重症监护系统中添加蓝牙模块,实现无线传输患者的生命体征信号,但新模块的添加必将增大设备体积,成为可穿戴设备的局限性。因此,本文提出利用 nRF 系列芯片集成的蓝牙模块实现无线传输功能,有效缩小设备体积,实现可穿戴,提高患者的舒适度和设备灵活度。此外,还可将数据在手机对应的 App 显示或上传至云平台数据库,通过 dataV 定时读取数据库数据并将其进行展示。不仅可以让医护人员随时在手机端查看患者信息,还可以在云平台端持续记录体征信息,大大提高了工作效率和病情分析的准确性。

为测试该设备的测量准确度,本文提出在静息状态下,同时佩戴该无线监测仪、华为智能手环和医用指夹式心率血氧仪对同一人体进行检测。由于指夹式心率血氧仪有一定的医用指导,因此将其测量结果作为参考标准。结果表明,无线监测设备准确性高于华为腕表式设备,连续监测性高于指夹式心率血氧仪,有效结合二者优势于一体。因此,本文的研究成果对患者体征监测领域迈向智能化、自动化有着重要意义。

1 生命体征信号的检测原理

1.1 心 率

对于心率信号,常用的检测方式有许多,起初较传统的有借用听诊器、把脉等等,现如今随着医疗技术的飞速发展,更多现代化测量心率的仪器应运而生,其中较常用的检测原理^[8-9]有基于生物电势的测量算法、基于光电容积脉搏描记法 (photoplethysmographic, PPG) 的测量算法和基

于动脉压力的测量算法。本文选取适合可穿戴设备的 PPG 测量算法^[10]进行系统设计。该算法借用光电式检测方法,将光源照射入人体皮肤组织中来检测血液容积的变化,进而获取心率值。由于人体皮肤组织血管内的血液流量会随着心率的变化而发生周期性地变化,随之变化的还有血液中含氧血细胞所占的比例,因此对于入射光的吸收程度也会呈现周期性变化。接着只需将经人体组织反射到光电接收管的光信号转换为电信号,提取其中的交流信号再通过算法分析即可获取心率值。

1.2 血氧饱和度

采集血氧饱和度信号的原理与采集心率时用到的 PPG 算法^[11]相似。采用红光和红外光照射人体采集部位的皮肤,通常在指尖或腕部,由于氧合还原血红蛋白对红光的吸收率较低而对红外光的吸收率较高,同理还原血红蛋白由于含氧量较低,对红光的吸收率相对较高,对红外光的吸收率相对较低。因此,通过检测经过采集部位皮肤反射或透射的红光和红外光光谱,传递给光电流信号放大器,接着进行电压放大、滤波、数字化和特征识别等算法的处理后得到血氧饱和度值。

1.3 体 温

对于人体温度的测量方法均可归为接触式或非接触式两种,两种方式各有千秋,前者可以实现较精确的测量,后者可实现较广泛的测量范围。由于本文提出的系统要求温度测量有较高的精度且人体体温并不属于过高或过低温,因采用接触式测温方式较为合适。保证设备与被测对象有良好的接触,通过传导或对流的形式达到热平衡,从而使仪器测得的示值能直接表示被测对象的温度。

2 系统硬件设计

在本研究中,硬件部分设计主要包含微处理模块、生命体征采集模块、电池充电和供电模块等。总体结构示意图如图 1 所示。

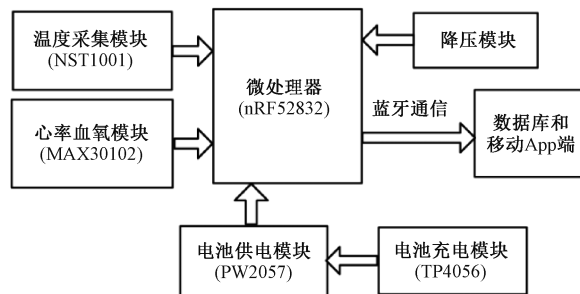


图 1 系统总体结构

Fig. 1 Diagram of the overall structure of the system

2.1 微处理器简介

考虑到系统无线传输功能的实现,微处理器选择 nRF52832 系列,它是一款低功耗多协议的蓝牙芯片,具有用于蓝牙 5^[12] 的片上硬件支持,可以提供更高的吞吐量、更

快的数据传输速度和更多的广播包数据量,使得整体系统省去蓝牙模块,进一步提高集成度,缩小设备体积,灵活广泛用于多种医疗监测设备。其最小系统设计包含处理器模块、时钟模块和天线等。

2.2 生命体征采集模块

对于心率血氧采集,通过调研,选用当下较权威的MAX30102传感器。结合PPG测量算法原理^[13]和各项研究结果得,该传感器在指尖采集心率和血氧数据比在腕部稳定且更精确。考虑到人体的实际佩戴情况,系统硬件电路图设计应尽可能地缩小指尖电路板的体积,因此在该电路板上只保留传感器、滤波电容和微型接口。

对于体温采集^[14],相比于传统的热敏电阻,NST1001温度传感器^[15]可以通过接触式测温方式,实现更高精度、简洁高效的体温采集,同时具有极高的分辨率(0.062 5℃),无需借助系统校准或软硬件补偿,脉冲计数型数字接口设计用于直接连接GPIO或比较器输入,可以有效简化系统电路结构和程序的设计。

对于该芯片的测温功能,有多种电路设计方式,本文选用零待机功耗的电路结构,既实现温度采集,又能在最大程度上减少功耗,延长设备续航时间。

2.3 电源的充电和供电模块

由于系统采用蓝牙无线传输数据以提高使用的灵活性,因此要求设备在程序烧录完毕后必须使用可移动电源供电。权衡电源体积和容量大小,选用电压为3.7 V,容量为400 mAh的可充电锂电池,体积大小为35 mm×30 mm×4 mm,可以与主控板集成在腕部实现可穿戴,满电续航时间为3~4天左右,基本满足较长时间监测的要求。

由于微处理器等元器件的工作电压普遍为3.3 V,因此首先需要为锂电池的供电电压进行降压处理^[16]。可供选择的方案有LDO(线性稳压器)降压和DC-DC(开关稳压器件)降压^[17],二者的区别和优缺点如表1所示。

表1 LDO和DC-DC的区别和优缺点

Table 1 Differences and advantages and disadvantages of LDO and DC-DC

方案	效率/%	功耗	成本
DC-DC	≈80	较低	较高
LDO	≈40	较高	较低

由表1分析可得,DC-DC稳压芯片效率远高于LDO芯片,且功耗低,功率大,此外,它还支持多种电压变换,实现输入输出可隔离,同时,随着集成度技术的逐步提高,许多新型DC-DC稳压芯片仅需要几只外接电感器和滤波电容器就可以实现相关功能,综合考虑后选定符合要求的DC-DC稳压芯片。

根据稳压芯片的输入输出电压范围,本文选用PW2057型号芯片实现降压功能,该芯片允许的电压输入

范围为2.2~5.5 V,可选取的固定输出电压有3.3、1.8和1.2 V。本文选取3.3 V为固定输出电压的降压芯片,符合要求且功耗极低。此外,在电路图设计中还在该芯片的电压输入端口添加开关,可人为控制电池是否对设备进行供电,提高电池使用效率。

为实现设备的可循环利用,要求移动电源即锂电池可充电。生活中人们常选用电脑USB接口、充电宝或充电适配器等作为充电方式,它们一般都输出5 V电压,因此相应的还需设计电池充电电路,将5 V电压转换为3.7 V给锂电池充电。

同样考虑降压芯片的输入输出电压范围,本文选用TP4056型号芯片对锂电池进行充电。充电速度的快慢取决于充电电流(I_{BAT})和与该芯片PROG引脚相连的电阻(R_{PROG})阻值大小。通常设置充电电流为电池容量的0.5~1.5倍,本文选取一倍电池容量的充电电流即400 mA,再由充电电流确定 R_{PROG} 的大小为3 000 Ω,二者关系如式(1)所示。

$$R_{PROG} = \frac{1\ 200}{I_{BAT}} \quad (1)$$

此外,该芯片还包含显示充电状态指示灯,在充电过程中亮红灯,充电完成亮绿灯,方便用户得知电池是否已满电。

2.4 设备装配

在完成各模块的电路图设计后,对腕部和指尖的电路板进行PCB布局,如图2所示。以尽可能减小体积作为标准。随后,本研究考虑到电池尺寸和人体解剖学,确保与可穿戴手表式外壳的舒适贴合。这种以用户为中心的方法最大限度地利用了空间,确保设备紧凑且便携。整体装配图如图3所示。

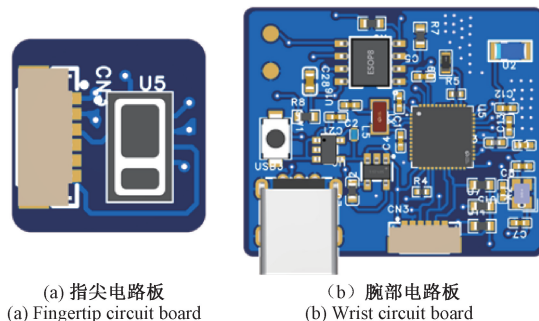


图2 系统电路板结构

Fig. 2 System circuit board structure

3 系统软件设计

本文所设计系统的整体程序架构主要包含3大部分,分别为程序初始化模块、传感器采集体征数据模块和蓝牙传输数据至手机App和云平台端显示模块,流程如图4所示。

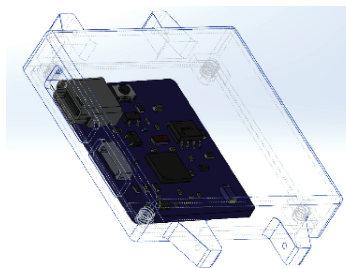


图 3 系统装配

Fig. 3 System assembly

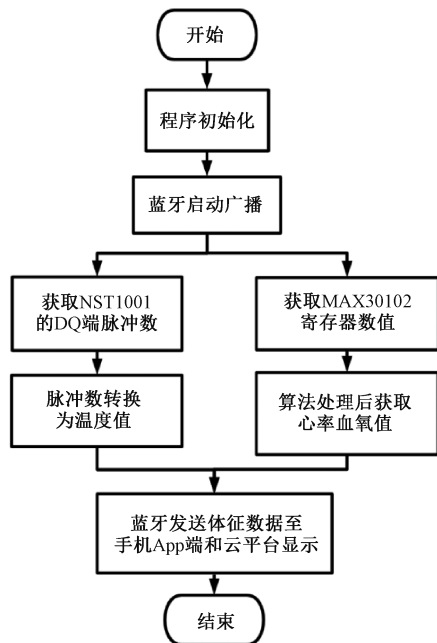


图 4 整体程序设计流程

Fig. 4 Overall programming flowchart

3.1 体征数据采集程序设计

对于心率和血氧数据的采集,首先根据设备所需要实现的功能对 MAX30102 传感器的相关寄存器进行配置,其中包括使能中断^[18]、测量模式、触发中断等。再结合 PPG 测量算法,用 1 min 的时间除以采样间隔时间和 PPG 信号相邻波峰之间的采样数平均值的积,以此获取患者的心率值。同时根据血氧饱和度的相关算法^[19-20],将反射到接收管中的红光和红外光转换为数字信号,储存在 MAX30102 相关寄存器中。再通过处理器调取 TWI 接口协议,检测到中断信号后,对传感器 FIFO 寄存器中数字化后的经人体反射回的红光和红外光数据进行读取。最后设定数据样本数,确定输出一组心率血氧值需采集的红光和红外光数据数量,经过特定的函数处理后即可输出真实的心率和血氧值。

相较于采集心率血氧的传感器,用于体温采集的 NST1001 传感器算法设计相对简洁,无需配置相关寄存器和通信协议,仅需根据传感器的时序图对引脚输出的脉冲

进行计数,进而转换为相应温度值即可。根据该测温传感器原理,设计相关程序以获取温度值,主要利用 nRF 芯片的外部中断和 GPIOTE 功能对传感器每个周期内的输出脉冲进行计数。

NST1001 传感器工作在一个周期内分为两个时期,每个阶段有固定的经典时间,即数据转换期为 24 ms,脉冲数通信期为 26 ms。传感器在数据转换期(T_{conv})无脉冲输出,因此如若监测传感器 10 ms 内无脉冲输出,即无中断发生,即可判定一个周期的温度采集已完成,此时锁存脉冲计数值即可得到相应的温度值,二者的转换关系式如式(2)所示。

$$Temp = Num \times 0.0625 - 50.0625 \quad (2)$$

其中,Temp 表示温度值,Num 表示脉冲数。但由于二者并非成线性关系,即会随温度的变化而变化,为了获得更精确的温度值,消除高低温的非线性温度差值,选取分段线性化方式进行温度转换。

3.2 无线传输生命体征数据

由于本文选用的微处理器(nRF52832)集成控制芯片和射频芯片功能于一体^[21],因此系统无需再添加单独的蓝牙传输模块参与控制,就可以完成数据的处理、传输和无线收发,具有集成度高、易于移植开发特点的同时还缩小了设备体积。

对于蓝牙^[22]传输模块的程序设计主要包含 4 部分,首先是各个功能模块的初始化设置,有日志打印模块、APP 定时器模块、GAP 配置模块和 GATT 服务模块等,数据在手机终端的显示形式例如外观、设备名称、数据刷新间隔等,基本都在初始化部分得到设定。初始化完成后,启动定时器,蓝牙开始启动对外广播,请求建立通信链路。其后,蓝牙协议栈系统需设置为空闲状态来降低功耗,直到有用用户事件对其进行唤醒,此时系统处于低功耗状态,可以延长设备续航时间。最后,当协议栈进入等待蓝牙数据通信事件时,会建立相应通信链路,应用程序将通过事件处理函数来获取和发送交互通信数据,连接建立后,将接收到的数据存放于固定的存储区域,待缓存区收集到满包数据,即标记数据处于可发送状态时即可进行数据发送,同时,数据存储区清零,预备进行下一帧数据的接收。该模块程序设计流程如图 5 所示。

本文将 APP 定时器的超时时间设置为 5 s,将采集患者的各项生命体征作为定时器事件的回调函数,即各项体征数据更新时间为 5 s,实时显示在蓝牙设备终端。

4 实验和结果

首先通过焊接烧录线将程序烧录至主控板,接着撤离烧录线并焊接电源线,系统将依靠锂电池供电进行工作。根据电池和主控板体积大小设计腕表式外壳,留出电池充电接口和与指尖电路板的连接接口。

为保证放置于腕部的温度传感器可以与人体测量部位

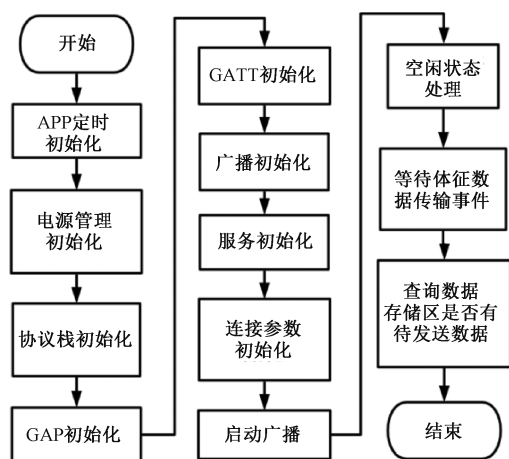


图5 蓝牙模块程序设计流程

Fig. 5 Bluetooth module programming flowchart

进行充分热交换,组装时将嵌入温度传感器的电路板一侧贴近腕部外壳下盖(与手腕直接接触的部分),并且采用导热硅胶^[23]填充传感器与外壳间的空隙,尽可能实现温度采集的准确性。指尖部分采用绑带形式,可以根据使用者的尺寸进行调节,以达到体征信号的最佳采集状态,同时循环利用也大大节约医疗成本,减轻患者的就医经济负担。设备实物情况如图6所示。

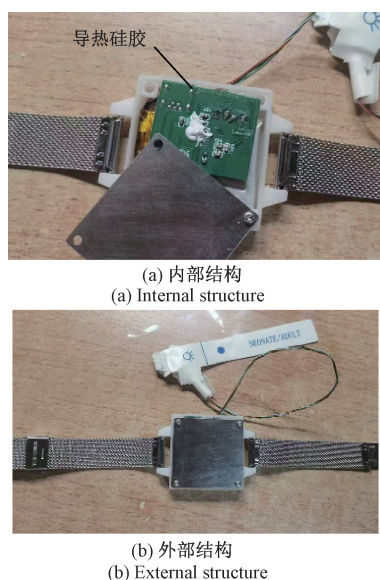


图6 设备实物图

Fig. 6 Physical diagram of the device

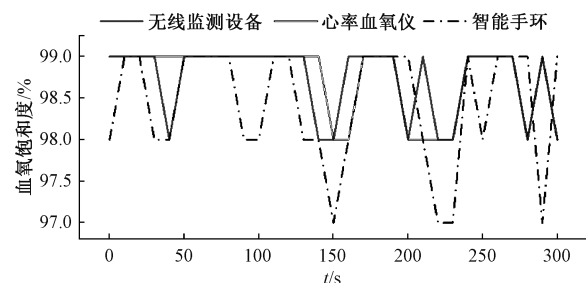
为了验证该无线监测设备测量的准确性,本文选用医用指夹式心率血氧仪、华为智能手环作为对照。在静息状态下,同一人同时佩戴3种设备进行监测,如图7所示。

蓝牙连接成功后,打开通过dataV^[24]读取数据库的可视化界面和“华为健康服务”App端。其中体温数据在佩戴约5 min后达到稳定。记录30组体温稳定后,同一时间段3种设备测量的各项生命体征数据如图8所示。

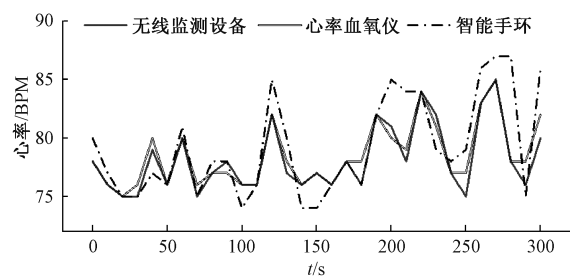


图7 同时佩戴3种设备实物图

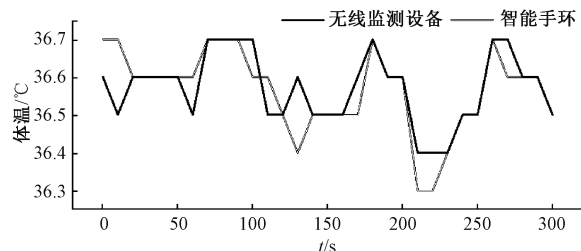
Fig. 7 Physical diagram of wearing three devices simultaneously



(a) 血氧饱和度数据
(a) Blood oxygen saturation data



(b) 心率数据
(b) Heart rate data



(c) 体温数据
(c) Body temperature data

图8 不同设备测得的各项生命体征数据

Fig. 8 Various vital signs data measured by different devices

由于指夹式心率血氧仪有一定的医用参考价值,因此将其测得的数据作为参考标准。根据所采集的数据,分析华为智能手环和无线监测设备测得的心率和血氧值的标准误差(δ),计算公式如式(3)所示。

$$\delta = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2}}{n} \quad (3)$$

其中, n 代表样本总数, y_i 表示由指夹式心率血氧仪测得的第*i*个样本值, x_i 表示由无线监测设备或智能手环得的第*i*个样本值。

计算得出的结果如表2所示。

表 2 设备间标准误差分析

Table 2 Inter-device standard error analysis

设备	心率/BPM	血氧饱和度/%
智能手环	0.480	0.130
无线监测设备	0.150	0.065

由表 2 可知,一段时间内,该无线监测设备测得的心率和血氧饱和度数据与医用指夹式心率血氧仪基本一致,精确度都高于华为智能手环的采集数据;测得的体温数据在 36℃~37℃波动,符合正常人体的生命体征,因此可验证该设备对各项体征数据测量的准确性。

5 结 论

本研究提出一种用于 ICU 科室的可穿戴无线监测系统,用于监测患者的生命体征,包括体温、心率和血氧饱和度,并将数据通过蓝牙技术传输至手机 App 和云平台端显示,可以实现长时间不间断的数据记录,为病情分析提供了便利,减少了患者与仪器的物理连接,增强患者舒适度的同时减少了病情感染。为实现对各项体征信息的精确测量,结合不同传感器特性,设计腕表式和指夹式一体结构,于指尖采集心率血氧数据,腕部采集体温数据。为验证测量数据的精确度,提出同时佩戴无线监测设备、华为智能手环和医用指夹式心率血氧仪(作为参考标准)对人体进行检测,结果表明,本研究提出的无线监测设备心率测量的标准误差为 0.13,血氧测量误差为 0.065;华为智能手环心率测量的标准误差为 0.48,血氧测量误差为 0.15。由此可得该无线监测设备的测量准确度高于华为智能手环,连续监测和数据记录性由于指夹式心率血氧仪,对 ICU 迈向智能化有深远意义。但该系统仍存在许多不足,例如尚未增添数据异常值报警系统等,因此,在未来的工作中,将联系医院 ICU 科室,调研患者的实际情况,根据具体病情,设定各项生命体征的正常值范围,增添系统报警功能。

参考文献

[1] 智慧 ICU 是未来发展趋势[N]. 医师报, 2024-02-29(B03).
Smart ICU is the future development trend [N]. Physician's Daily, 2024-02-29(B03).

[2] SINGER P. The post ICU trajectory: Post acute and post ICU nutritional care [J]. Clinical Nutrition ESPEN, 2024, 64: 441-446.

[3] 陈美巧,冯丹茜,彭新城. 柔性可穿戴式医疗器械的无线传输可靠性探讨[J]. 中国医疗器械信息, 2025, 31(9):8-10,34.
CHEN M Q, FENG D Q, PENG X CH. Discussion on wireless transmission reliability of flexible wearable medical devices[J]. China Medical Device Information, 2025, 31(9):8-10,34.

[4] 王婷. 宽带物联网无线传输技术提升医疗数据统计效率的研究[J]. 中国宽带, 2024, 20(7):76-78.
WANG T. Research on improving the efficiency of medical data statistics by broadband internet of things wireless transmission technology[J]. China Broadband, 2024, 20(7): 76-78.

[5] 张琥石,庞庆良,黄代政,等. 基于 STM32 的物联网多体征参数监护系统[J]. 现代电子技术, 2023, 46(8): 79-83.
ZHANG H SH, PANG Q L, HUANG D ZH, et al. Internet of things multi-physical-sign parameters monitoring system based on STM32 [J]. Modern Electronics Technique, 2023, 46(8): 79-83.

[6] 庞宇,周兴悦,陈亚军. 适用监护场景的体征参数测量系统设计[J]. 现代电子技术, 2020, 43(24):55-59.
PANG Y, ZHOU X Y, CHEN Y J. Design of physical sign parameter detection system for monitoring scene[J]. Modern Electronics Technique, 2020, 43(24):55-59.

[7] 杜永星. 基于无线传感网络的病房监控系统研究与设计[D]. 延安:延安大学, 2024.
DU Y X. Research and design of ward monitoring system based on wireless sensor network[D]. Yan'an: Yan'an University, 2024.

[8] 张爱华,常婷婷,漆宇晟,等. 基于脉搏信号融合分析的心率监测方法 [J]. 电子测量与仪器学报, 2020, 34(10):163-171.
ZHANG AI H, CHANG T T, QI Y SH, et al. Heart rate monitoring method based on pulse signal fusion analysis[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2020, 34(10):163-171.

[9] 成娟,武梦影,宋仁成,等. 模型和盲源分离融合的运动鲁棒视频心率检测[J]. 仪器仪表学报, 2023, 44(8): 289-298.
CHENG J, WU M Y, SONG R CH, et al. Motion-robust heart rate measurement from videos via combining model with blind source separation [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2023, 44(8): 289-298.

[10] 兰婷. 基于动态 PPG 的心率及心率变异性算法研究[D]. 南京:南京信息工程大学, 2025.
LAN T. Research on heart rate and heart rate variability algorithm based on dynamic PPG [D]. Nanjing: Nanjing University of Information Science and Technology, 2025.

[11] 胡炳,展格格,邱政宣,等. 基于 PPG 的便携式血管内皮功能检测系统的设计[J]. 电子测量技术, 2020, 43(11):22-28.

- HU B, ZHAN G G, QIU ZH X, et al. Design of a portable vascular endothelial function detection system based on PPG [J]. *Electronic Measurement Technology*, 2020, 43(11): 22-28.
- [12] SALIKHOV R B, ABDRAKHMANOV V K, YUMALIN T T. Experience of using Bluetooth low energy to develop a sensor data exchange system based on the NRF52832 microcontroller [C]. 2021 International Ural Conference on Electrical Power Engineering(UralCon), 2021: 229-233.
- [13] 孙斌,王杰,陈小惠,等.特征K值时域递归滤波估计的PPG信号伪差校正算法[J].*电子测量与仪器学报*, 2020,34(11):43-49.
- SUN B, WANG J, CHEN X H, et al. Motion artifacts correction method for PPG signal estimation of eigen value K-value domain recursive filtering[J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2020,34(11):43-49.
- [14] 姜艳茹,孟令军.可穿戴式体温监测预警系统设计[J].*电子测量技术*,2021,44(7):149-153.
- JIANG Y R, MENG L J. Design of wearable body temperature monitoring and early warning system[J]. *Electronic Measurement Technology*, 2021, 44 (7): 149-153.
- [15] 赵为琦.基于SoC的多点温度检测系统设计与验证[D].西安:西安电子科技大学,2021.
- ZHAO W Q. Design and verification of a multi-point temperature detection system based on SoC [D]. Xi'an: Xidian University, 2021.
- [16] 林胜民.低功耗降压芯片的研究与设计[D].福州:福州大学,2023.
- LIN SH M. Research and design of a low-power buck chip[D]. Fuzhou: Fuzhou University, 2023.
- [17] SEPAHVANDI A, REZAEELAM B, MIKHAK-BEYRANVAND M. A single switch high step-up DC-DC converter derived from coupled inductor and switched capacitor for a photovoltaic system [J]. *Scientific Reports*, 2024, 14: 28042.
- [18] TOULSON R, WILMSHURST T, SPINK T. Chapter 6-interrupts and timers[M]. *Fast and Effective Embedded Systems Design*. 3rd ed. Oxford: Newnes, 2024: 137-168.
- [19] SUN G L, REN X N, WANG ZH H, et al. Adaptive low-power wrist SpO2 monitoring system design using a multi-filtering scheme [J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2023, 81: 104432.
- [20] CHEN H D, WANG L H, FAN M H, et al. Design of PPG and ECG synchronous acquisition system based on NRF52832 [C]. 2023 International Conference on Consumer Electronics-Taiwan (ICCE-Taiwan), 2023: 249-250.
- [21] Nordic 提供 nRF21540 射频前端模块样品[J]. *单片机与嵌入式系统应用*, 2020, 20(2): 95.
- Nordic offers samples of nRF21540 RF front-end module [J]. *Microcontrollers & Embedded Systems Applications*, 2020, 20(2): 95.
- [22] BALASUBRAMANIAN K K, MERELLO A, ZINI G, et al. Neural network-based bluetooth synchronization of multiple wearable devices[J]. *Nature Communications*, 2023, 14: 4472.
- [23] FARAHANI A, JAMSHIDI M, FOROUTAN M, et al. A comprehensive study on thermal/electrical conduction, mechanical and curing properties of silicone rubber nanocomposites contained exfoliated-surface modified h-BNs [J]. *Journal of Materials Research and Technology*, 2024, 33: 8829-8843.
- [24] 黄江城,何岭松.测试信号分析云计算技术研究[J].*电子测量技术*,2023,46(24):1-5.
- HUANG J CH, HE L S. Research on cloud computing technology for test signal analysis [J]. *Electronic Measurement Technology*, 2023, 46(24): 1-5.

作者简介

师嘉仪, 硕士研究生, 主要研究方向为智能感知与运动控制。

E-mail: shijiayi1018@163.com

胡慧, 高级工程师, 主要研究方向为智能检测技术。

E-mail: hh13141291049@163.com

赵蓉恒, 硕士研究生, 主要研究方向为智能感知与运动控制。

E-mail: zhaorongheng@bit.edu.cn

王涛, 博士, 副教授, 硕士研究生导师, 主要研究方向为智能传感与气密性检测技术、面向智能制造的现代气动电子技术等。

E-mail: wangtaobit@bit.edu.cn

任帅(通信作者), 博士, 副教授, 博士研究生导师, 主要研究方向为气动检测与控制、气动技术与医学(呼吸)交叉研究等。

E-mail: renshuai@bit.edu.cn