Design of a Non-Contact Vital Sign Detection Device*

ZHUANG Chaohuo[1], CHEN Junbo[1,2*], CHEN Xinhao[1]
(1.Key Laboratory of Cognitive Science of National Ethnic Affairs Commission, College of Biomedical Engineering, South-Central Minzu University, Wuhan Hubei 430074, China;
2.Hubei Key Laboratory of Medical Information Analysis and Tumor Diagnosis & Treatment, Wuhan Hubei 430074, China)

Abstract: In order to solve the problem of not being able to direct use traditional wearable monitoring instruments to monitor human vital signs in real time in clinical medicine, emergency or home care applications, a non-contact vital sign detection device based on Doppler radar is designed, which extracts human respiratory and heartbeat signals from the signals detected by Doppler radar in real time through the STM32F429IGT6 controller. The hardware mainly consists of microcontroller, Doppler radar sensor signal amplification circuit, filtering circuit, level boosting circuit, etc. The system achieves the separation and extraction of respiration and heartbeat signals through IIR bandpass filtering, and uses FFT to perform real-time spectrum analysis on the separated respiration and heartbeat signals to calculate and display the respiration and heartbeat counts. The test results show that the device can effectively detect the human breathing and heartbeat counts in real time, and realize the non-contact human vital sign detection within 2 meters, with the maximum mean error of 9.14% for the heartbeat count and 4.7% for the breathing count.

Key words: vital signs detection; non-contact; doppler radar sensor; signal separation
EEACC: 7500; 6320; 1200 **doi**: 10.3969/j.issn.1004-1699.2024.01.022

非接触式生命体征检测装置的设计*

庄超活[1], 陈军波[1,2*], 陈心浩[1]
(1.中南民族大学生物医学工程学院, 认知科学国家民委重点实验室, 湖北 武汉 430074;
2.医学信息分析及肿瘤诊疗湖北省重点实验室, 湖北 武汉 430074)

摘 要: 为解决临床医学、急救或居家养老等应用场景中无法直接使用传统穿戴式监测仪器实时监测人体生命体征的问题, 设计了一种基于多普勒雷达的非接触式生命体征检测装置, 该装置通过 STM32F429IGT6 控制器从多普勒雷达检测的信号中实时提取人体呼吸和心跳信号。其硬件主要由微控制器、多普勒雷达传感器信号放大电路、滤波器、电平抬升电路等部分组成, 系统通过 IIR 带通滤波实现呼吸和心跳信号分离与提取, 使用 FFT 对分离的呼吸和心跳信号进行实时频谱分析, 计算并显示呼吸和心跳次数。实验测试结果表明, 该装置能有效实时检测人体的呼吸和心跳次数, 实现 2 m 范围内的非接触式人体生命体征检测, 心跳次数最大均值误差为 9.14%, 呼吸次数最大均值误差为 4.7%。

关键词: 生命体征检测; 非接触; 多普勒雷达; 信号分离
中图分类号: TN958.95 **文献标识码**: A **文章编号**: 1004-1699(2024)01-0156-07

呼吸和心跳的频率是否正常是判断患者健康状态的重要依据[1]。临床医生一般使用听诊器监测病人的呼吸心跳频率, 这种触诊测量方式简单, 其监测的非连续性也会导致较高的漏诊率。目前流行的可穿戴式医疗设备虽然能实现生命体征的连续测量, 但操作复杂、长时间身体接触会干扰患者日常活动, 用户体验感差, 不适用于大面积烧伤患者、精神病患者、或存在交叉感染风险的场景下使用。非接触式生命体征监测设备使用简单, 不受监测条件限制, 既可满足人体生命体征连续监测需求, 又能最大限度减少监测过程中患者身体的不适感。

利用多普勒雷达的高灵敏度特性可以实现微弱生理信号监测[2-4]。与其他常用传感器相比, 基于多普勒效应的连续波雷达传感器可从回波信号中提取人体生命体征信号, 具有非接触、不受环境和用户对象限制、更具便携性等优点。目前用于生命体征检测的毫米波雷达主要有超宽带(Ultra Wide Band, UWB)雷达[5]、调频连续波(Frequency Modulated Continous Wave, FMCW)雷达[6-7]和连续波(Continous Wave, CW)雷达[8-9]。基于检测装置便携性设计需求, 本文

项目来源: 国家自然科学基金项目(81601586); 中央高校基本科研业务费专项资金资助项目(CZY23032)
收稿日期: 2022-05-10 **修改日期**: 2022-10-08

选取连续波雷达作为人体生命体征信号检测的传感器。

连续波雷达采集的人体生命体征回波信号中包含了呼吸信号和心跳信号,选择合适的信号分离算法尤为重要。常用的信号分离算法主要有经验模态分解[10](EMD)、自适应加噪的集合经验模态分解[11](CEEMDAN)、改进的集合经验模态分解[12](MEEMD)和变分模态分解[13](VMD)等,尽管模态分解算法能够实现呼吸信号和心跳信号的分离与提取,但是存在计算量大、计算时间长、模态混叠等缺点,难以满足嵌入式系统实时检测要求。IIR 数字滤波器相比以上几种方法,计算量降低,频幅响应好,易于嵌入式系统实现。本文采用 IIR 带通滤波对生命体征回波信号进行分离处理,实时提取呼吸和心跳信号。

1　系统硬件设计

本文选用 STM32F429IGT6 微控制器和 24GHz 多普勒雷达传感器 CMD324 为核心器件实现非接触式呼吸心率监测装置设计,多普勒雷达传感器的回波信号中包含微弱的心跳和呼吸信号,但受强背景噪声干扰,生命体征信号夹杂在回波噪声信号中。首先需对回波信号进行适当调理,再送微控制器内部 ADC 采样;然后再对采样存储的数据进行 IIR 和 FFT 等信号处理;最后在 LCD 上显示提取与计算的结果。系统框图见图 1。

1.1　雷达传感器前端

常用三种雷达的性能比较如表 1 所示。本文选用型号为 CDM324 的 CW 连续波雷达作为雷达传感器前端,CDM324 的频率波段为 24 GHz,具有集成度高,体积小,功耗低等优点。

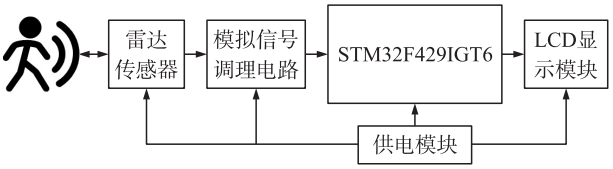


图 1　系统框图

表 1　UWB 雷达、CW 雷达、FMCW 雷达性能比较

雷达体制类型	UWB 超宽雷达	CW 连续波雷达	FMCW 调频连续波雷达
相关理论成熟性	不成熟	比较成熟	成熟
设备大小	较大	小巧	大
模块功耗	高	低	高
探测距离	近	较远	远
成本	高	低	适中
灵敏度	低	适中	高
开发难度	难	易	适中

1.2　信号调理电路

由于微弱的生命体征信号完全淹没在强噪声背景的回波信号中,从噪声信号中提取呼吸和心跳信号需要经过必要的放大和滤波等调理电路处理。

①可调增益放大电路:从 CW 连续波雷达采集的中频信号是非平稳、频率低、幅值弱的混合生理信号,需将信号放大,便于后续分析处理。本文放大电路部分采用两级放大处理,如图 2 所示,放大总增益范围为 10 倍~500 倍。

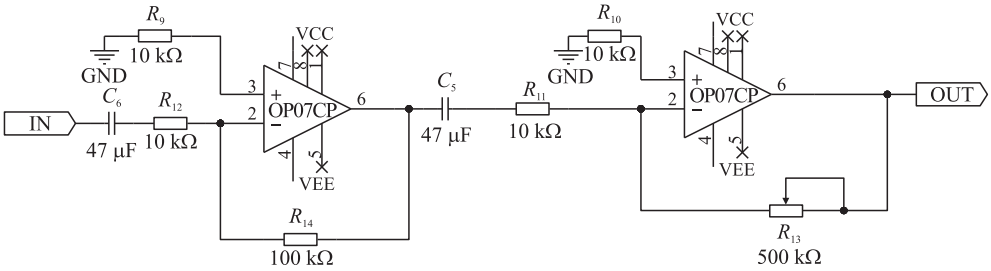


图 2　可调增益放大电路

②带通滤波电路:雷达回波信号中,人体呼吸和心跳信号的频率主要分布在 0.1 Hz~2 Hz 之间,本文设计的带通滤波电路由二阶低通滤波电路和二阶高通滤波电路构成,均采用 SK 型巴特沃斯电路。低通滤波电路的截止频率设置为 3 Hz,高通滤波的截止频率为设置为 0.1 Hz,电路如图 3 所示。

③电平抬升电路:STM32F4 控制器端的 ADC 输入电压范围为 0~3.3 V,雷达传感器采集到的人体生命体征信号经过放大和滤波后,电压范围出现负值,需要将电压抬升到 0~3 V 之间。本文用同相加法运算电路原理实现电压抬升功能,电路如图 4 所示。

1.3　电压翻转模块

由于信号调理电路中采用的运放均为双电源供电,工作电压为±3.3 V。故需将+3.3 V 单电源变换为双电源供电。本文采用 TI 公司生产的 LM2662 芯片实现正电源转负电源,如图 5 所示,LM2662 芯片可实现 1.5 V~5.5 V 范围内的正电压翻转为相应的负电压,典型输出电阻为 3.5 Ω,符合本文设计需求。

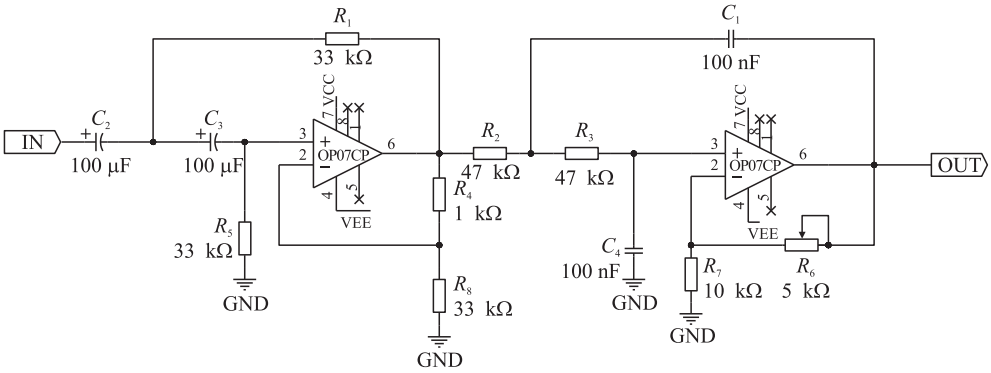


图 3 带通滤波电路

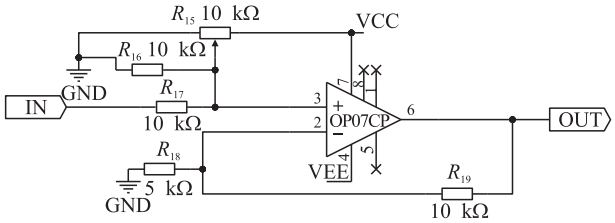


图 4 电平抬升电路

2 系统软件设计

软件设计采用 Keil 5 和 MATLAB 联合开发。软件设计主要流程如图 6 所示。主要包括:通过定时器触发设置 ADC 采样频率,为便于 FFT 运算,设置采样缓冲大小为 1 024,并通过 STM32F4 的 DMA 存储采集数据;然后再对存储数据进行 IIR 带通滤波、快速傅里叶变换处理,计算并得到呼吸和心跳的频域信息;最后提取出呼吸和心跳信号在 LCD 中显示。

2.1 信号采样方式设置

本文采用定时器触发 ADC 采样并利用 DMA 读取数据的方式实现人体生命体征回波信号存储,STM32F4 参数设置流程如图 7 所示。ADC 的时钟设置为 90 MHz,采样频率设置为 32 Hz。预分频系数 PSC 用式(1)可计算得到,其中 f_{CNT} 为采样频率,CK_INT 为 ADC 时钟。ADC 采样设置为定时器触发,采样数据的存储设置为 DMA 模式,微控制器检测 DMA 转换完成标志后,执行 DMA 传输结束中断,读取采样数据进行数字滤波处理。

$$PSC = \frac{CK_INT}{f_{CNT}} - 1 \tag{1}$$

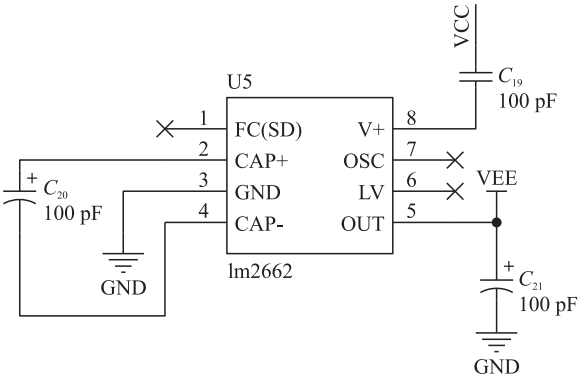


图 5 电压翻转电路

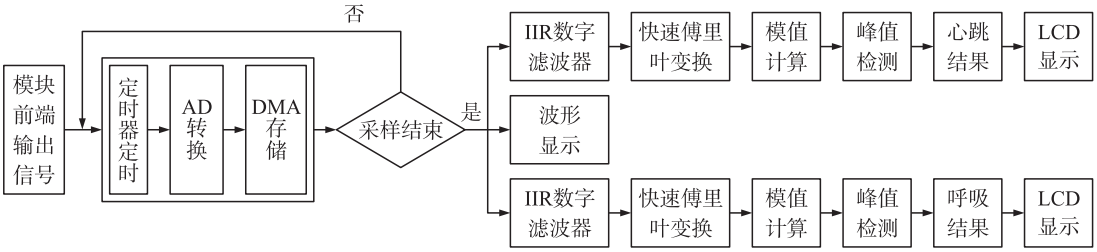


图 6 系统软件框图

2.2 生命体征信号分离

经 ADC 采集的人体生命体征回波信号为干扰信号、呼吸信号和心跳信号三者的混合信号,为有效滤除由周围环境和噪声引起的杂波,提高呼吸和心跳信号分离的准确性和精确性,本文采用 IIR 带通滤波器实现呼吸和心跳信号的分离,其系统函数可以为:

$$H(z) = \frac{\sum_{i=0}^{M} b_i z^{-i}}{1 - \sum_{l=1}^{N} a_l z^{-l}} \tag{2}$$

差分方程可以表示为:

$$y(n) = \sum_{i=0}^{M} x(n-i)b(i) + \sum_{l=1}^{M} y(n-l)a(l) \tag{3}$$

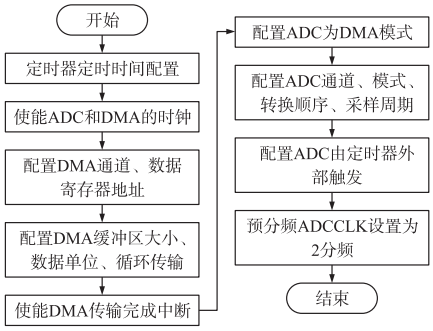
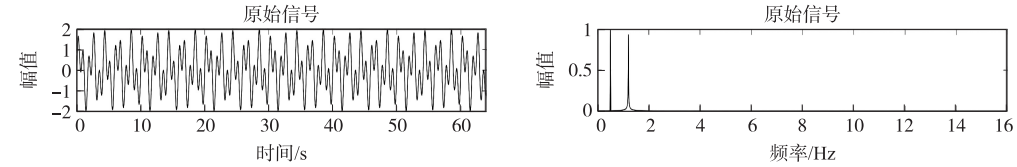
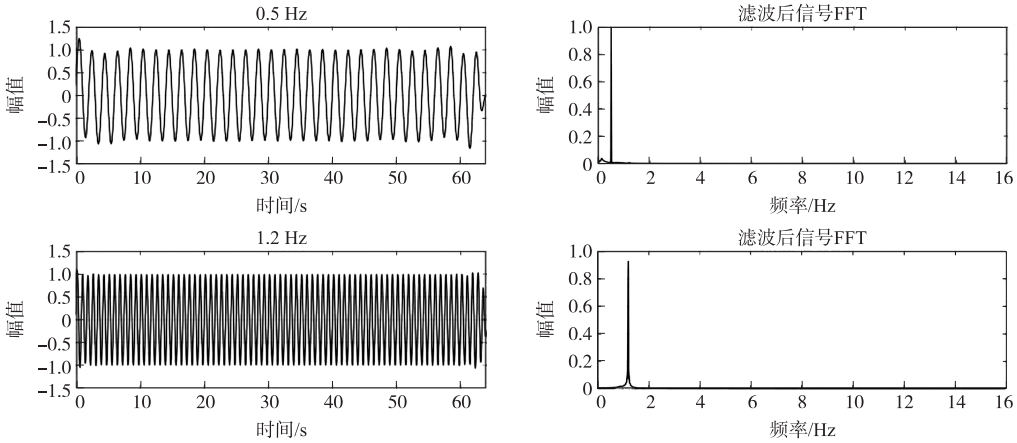


图 7　信号采样参数设置流程图

使用 MATLAB 的 fdatool 工具生成 28 阶、通带频率分别为 0.1 Hz~0.8Hz 和 0.8 Hz~2Hz 的 IIR 巴特沃斯带通滤波器的滤波器系数和缩放系数[14],将设计完成的滤波参数在 MATLAB 进行仿真验证,设计一个频率为 0.5 Hz 和 1.2 Hz 正弦混合信号,如图 8(a)所示。用设计的 IIR 滤波器参数进行信号分离,如图 8(b)所示,所设计的 IIR 滤波器能有效分离出两个不同频率的信号,并且通带范围外的信号都成功被滤除,仿真验证 IIR 分离信号效果达到预期。



(a) 输入信号与FFT频谱分析



(b) 分离后的信号与FFT频谱分析

图 8　信号处理前后的对比结果

2.3　FFT 信号分析

为计算呼吸次数和心跳次数,将分离的呼吸和心跳信号从时域转换到频域进行分析[15-16]。设采样频率为 F_s,采样点数为 N,频率分辨率 F_n 可由式(4)得出:

$$F_n = \frac{F_s}{N} \tag{4}$$

由于 STM32F429 最大能实现 1 024 点 FFT,即 N=1 024,本文通过降低采样频率来提高频率分辨率。根据奈奎斯特定律,采样频率至少大于被采样信号的最高频率两倍以上,人体生命体征信号的最高频率为 2 Hz,为了最大程度提高 FFT 的频率分辨率,本文通过定时器触发 ADC 采样的采样频率设置为 32 Hz,频率分辨率为 0.031 25。

3　系统测试结果与讨论

3.1　整体功能测试

软硬件设计完成之后,对系统整体功能进行测试。图 9 所示为 ADC 采集的原始信号,主要成分为呼吸和心跳混合信号。图 10 为 STM32F4 分离的呼吸和心跳信号的时域波形图,图 11 所示为 STM32 分离的呼吸和心跳信号经 FFT 验证后的结果。图 12 所示为 MATLAB 实现 IIR 滤波分离后呼吸和心跳信号的 FFT 结果。测试结果表明,STM32F4 能实现呼吸和信号的实时分离与提取。

3.2　实验方案

本文采用医用多参数监护仪作为实验对照组,选取五名年龄为 23 岁~28 岁身体健康的受测对象,分别站在距离 CMD324 多普勒雷达传感器处 50 cm、100

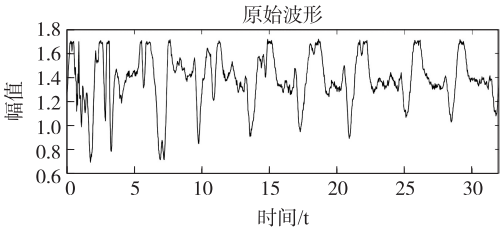
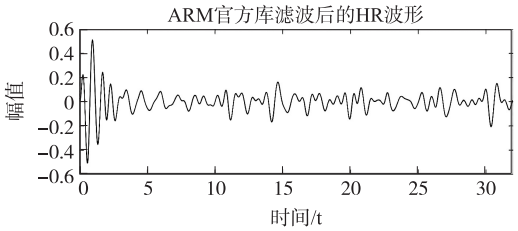
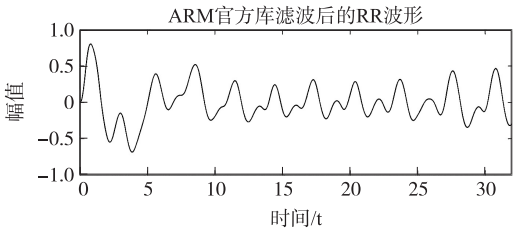


图 9　人体生命体征回波信号

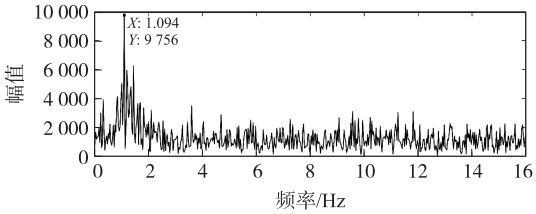


(a) STM32分离后心跳信号波形

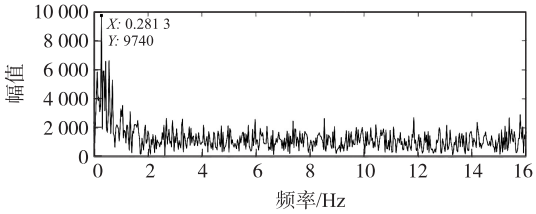


(b) STM32分离后呼吸信号波形

图 10　呼吸、心跳时域波形图

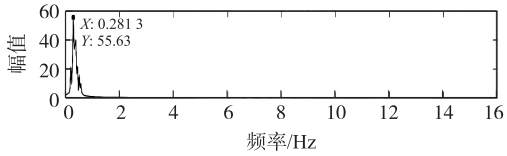


(a) ARM官方库心跳FFT结果

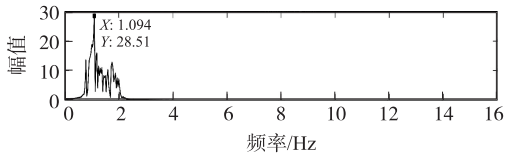


(b) ARM官方库呼吸FFT结果

图 11　呼吸、心跳信号 FFT 结果



(a) MATLAB处理呼吸信号FFT



(b) MATLAB处理心跳信号FFT

图 12　MATLAB 分离呼吸心跳信号 FFT 结果图

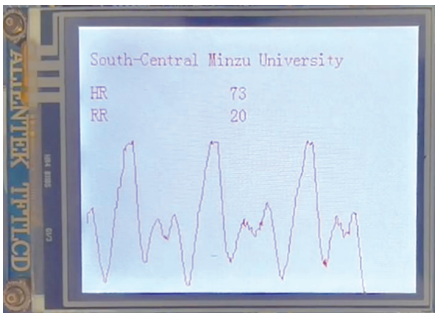
cm 和 200 cm 进行实验测量，图 13 为被测对象 1 在 50 cm 处静坐在多普勒雷达正对面的实测图，本文设计装置的显示界面如图 14(a)所示，医用监护仪的显示界面如图 14(b)所示。

具体测试实验步骤如下：

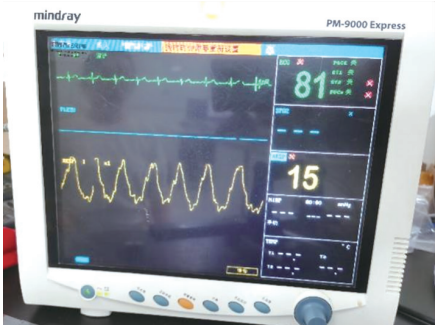
①受测者静坐在 CMD324 多普勒雷达传感器正前方，并使用医用监护仪同步监测心率呼吸；

②受测者分别在 50 cm、100 cm、200 cm 处各测 5 次呼吸和心跳数据，一组数据分为 5 次实验组数据和 5 次对照组数据，每名受试者共完成 3 组实验数据测量；

图 13　实验测量过程



(a) 本文装置显示界面



(b) 医用监护仪显示界面

图 14　实验结果显示

③求出每组实验组和对照组中呼吸和心跳次数的平均误差，平均误差计算方式由式(5)给出，其中 n 为受测者人数，x_i 为受测者测量的心跳次数或者呼吸次数，x_j 为对照组测量的心跳次数或者呼吸次数。

$$\eta=\frac{1}{n}\sum_{i=1,j=1}^{n}|x_i-x_j| \tag{5}$$

3.3　测试结果分析

根据测试方案，记录本文装置(实验组)与医用监护仪(对照组)的呼吸心跳检测数据并计算误差，距离多普勒雷达 CMD324 传感器 50 cm 处测试结果如表 2 所示、100 cm 处如表 3 所示、200 cm 处如表 4 所示。

表 2　50 cm 处呼吸心跳检测结果及误差

被测对象	实验呼吸/(次/min)	实验心跳/(次/min)	标准呼吸/(次/min)	标准心跳/(次/min)	呼吸均值误差/%	心跳均值误差/%
1	18.4	74.8	18.4	75	0	0.33
2	14.4	83.2	13.6	84	1.33	1.33
3	16.2	79.4	15	78.4	2.00	1.67
4	16.2	70.2	16.6	71.6	0.67	2.33
5	16.4	67.8	16.8	66.4	0.67	2.33

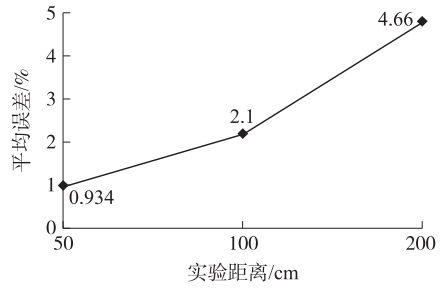
表 3　100 cm 处呼吸心跳检测结果及误差

被测对象	实验呼吸/(次/min)	实验心跳/(次/min)	标准呼吸/(次/min)	标准心跳/(次/min)	呼吸均值误差/%	心跳均值误差/%
1	19.8	69.6	19	72	2.00	4.00
2	17.2	79.8	15.6	81.4	2.67	2.67
3	15.8	74.8	17.6	79.6	3.00	8.00
4	16.2	72.6	15.2	75.2	1.67	4.33
5	18.2	69.8	18.8	67.6	1.00	3.67

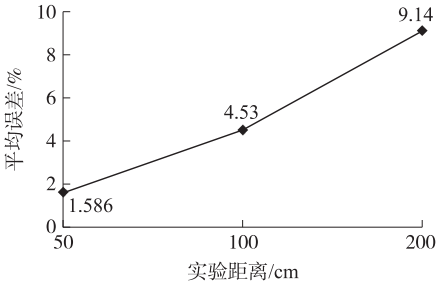
表 4　200 cm 处呼吸心跳检测结果及误差

被测对象	实验呼吸/(次/min)	实验心跳/(次/min)	标准呼吸/(次/min)	标准心跳/(次/min)	呼吸均值误差/%	心跳均值误差/%
1	15	74.4	16.8	78.4	3.00	6.67
2	16.6	77	15.6	86	1.67	15.00
3	13.2	78	16.2	86.6	5.00	14.33
4	16.4	68.8	15	72.2	2.33	5.67
5	19	76.4	19.2	73.4	2.00	5.00

非接触式生命体征检测装置实验测量 5 名受测者的呼吸和心跳数据,与医用监护仪检测数据总的平均误差如图 15 所示,其中呼吸平均误差统计结果如图 15(a)所示,心跳平均误差统计结果如图 15(b)所示。



(a) 呼吸平均误差



(b) 心跳平均误差

图 15　三种距离下呼吸心跳平均误差比较

从实验统计结果可以看出,在距离多普勒雷达传感器 50 cm 处,呼吸次数的平均误差为 1.09%,心跳次数的平均误差为 1.6%;在距离多普勒雷达传感器 200 cm 处,呼吸的误差为 4.7%,心跳次数的平均误差为 9.14%。

4　结论

本文以多普勒雷达传感器和微控制器为核心实现了非接触式生命体征检测装置的设计,通过必要的信号调理电路、设计数字滤波方式从雷达回波信号中实时提取人体呼吸和心跳信号。实验数据分析和测试结果表明,该装置能够在 2 m 距离内实时探测人体的呼吸和心跳次数。该装置采用嵌入式控制器实现,具有低功耗、体积小等优势,可用于临床医学和家庭监护中以非接触方式实现患者的生命体征监测。

参考文献:

[1]　Islam S M, Motoyama N, Pacheco S, et al. Non-Contact Vital Signs Monitoring for Multiple Subjects Using a millimeter wave FMCW Automotive Radar[C]//2020 IEEE/

MTT-S International Microwave Symposium (IMS), Los Angeles, CA, USA, 2020: 783-786.

[2] Antolinos E, García-Rial F, Hernández C, et al. Cardiopulmonary Activity Monitoring Using Millimeter Wave Radars[J]. Remote Sensing, 2020, 12(14): 2265.

[3] Yen H T, Kurosawa M, Kirimoto T, et al. A Medical Radar System for Non-Contact Vital Sign Monitoring and Clinical Performance Evaluation in Hospitalized Older Patients [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2022, 75 (5): 103597.

[4] Ren W, Qi F, Foroughian F, et al. Vital Sign Detection in Any Orientation Using a Distributed Radar Network via Modified Independent Component Analysis [J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2021, 69(11): 4774-4790.

[5] Li Z, Li W, Lü H, et al. A Novel Method for Respiration-Like Clutter Cancellation in Life Detection by Dual-Frequency IR-UWB Radar[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2013, 61(5): 2086-2092.

[6] Lü W, He W, Lin X, et al. Non-Contact Monitoring of Human Vital Signs Using FMCW Millimeter Wave Radar in the 120 GHz Band [J]. Sensors (Basel), 2021, 21 (8): 2732.

[7] 任伟,侯凯悦,王刚. FMCW 毫米波雷达多人呼吸检测方法[J]. 信号处理,2021,37(9):1581-1588.

[8] Yen H T, Kurosawa M, Kirimoto T, et al. Proof-of-Principle Experiment on 24 GHz Medical Radar for Non-Contact Vital Signs Measurement[C]//2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), Mexico (Virtual), 2021: 6884-6888.

[9] Mercuri M, Lorato I R, Liu Y H, et al. Vital-Sign Monitoring and Spatial Tracking of Multiple People Using a Contactless Radar-Based Sensor [J]. Nature Electronics, 2019, 2(6): 252-262.

[10] Hu L, Zhao K, Zhou X, et al. Empirical Mode Decomposition Based Multi-Modal Activity Recognition[J]. Sensors (Basel), 2020, 20(21): 6055.

[11] Xu Y, Luo M, Li T, et al. ECG Signal De-Noising and Baseline Wander Correction Based on CEEMDAN and Wavelet Threshold [J]. Sensors (Basel), 2017, 17 (12): 2754.

[12] Satija U, Ramkumar B, Manikandan M S. Automated ECG Noise Detection and Classification System for Unsupervised Healthcare Monitoring [J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2018, 22(3): 722-732.

[13] Dragomiretskiy K, Zosso D. Variational Mode Decomposition [J]. IEEE Transactions on Signal Processing, 2013, 62(3): 531-544.

[14] Lyons R. Improved Narrowband Low-Pass IIR Filters in Fixed-Point Systems[J]. IEEE Signal Processing Magazine, 2009, 26(3): 128-132.

[15] Jacko P, Kravets, O. Spectral Analysis by STM32 Microcontroller of the Mixed Signal[C]//2019 IEEE International Conference on Modern Electrical and Energy Systems(MEES), Kremenchuk, Ukraine, 2019: 342-345.

[16] 田福泽,朱琳,马永杰. 基于 ARM 的数字频谱分析系统设计[J]. 仪表技术与传感器,2017(2):78-81.

庄超活(1996—),男,中南民族大学生物医学工程 2019 级硕士研究生,研究方向为生物医学信号检测与处理,现就职于深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司,chaohuo530@163.com;

陈军波(1976—),男,硕士生导师,通讯作者,主要研究领域:生物医学信号检测与处理,智慧医疗等,jbchen@mail.scuec.edu.cn。