一种鲁棒的毫米波雷达人体呼吸心跳测量方法

胡雨璇[1,2],夏朝阳[1,2],徐 丰[1,2]

(1.复旦大学 信息科学与工程学院,上海 200433;2.复旦大学 电磁波信息科学教育部重点实验室,上海 200433)

摘 要: 提出一种基于毫米波雷达的人体呼吸心跳测量方法,可用于检测航天员的呼吸心跳。通过发射57.5~63.5 GHz频段的线性调频连续波,采集人体胸腔表面反射的雷达回波,经过混频和低通滤波后采样,得到包含呼吸心跳微动信息的中频采样数据。通过对中频采样数据做快速傅里叶变换,确定人体胸腔相对雷达的径向距离,进一步提取胸腔位置对应的相位信号。然后采用一种改进的相位差分增强方法,抑制相位信号中呼吸谐波对心跳信号提取的干扰和低频噪声对呼吸信号提取的干扰。最后采用高斯平滑滤波方法从相位信号中提取无波形失真的呼吸信号,并采用低阶有限冲激响应(FIR)滤波器从相位信号中提取无速率失真的心跳信号。此外,对呼吸、心跳信号采用时域寻峰算法计算呼吸率和心率。实验结果表明:此方法对人体呼吸信号和心跳信号测量的准确性高、鲁棒性强。

关键词: 调频连续波雷达; 非接触式; 生命体征检测; 相位信号处理; 数据采集

中图分类号: TN 958.94 **文献标志码:** A **DOI:** 10.19328/j.cnki.2096-8655.2022.03.018

A Robust Measurement Method for Human Respiration and Heartbeat Based on Millimeter-Wave Radar

HU Yuxuan[1,2], XIA Zhaoyang[1,2], XU Feng[1,2]

(1.School of Information Science and Technology, Fudan University, Shanghai 200433, China; 2.Key Laboratory for Information Science of Electromagnetic Waves (MoE), Fudan University, Shanghai 200433, China)

Abstract: A measurement method for human respiration and heartbeat based on millimeter-wave radar is proposed to detect the respiration and heartbeat of astronauts. The radar echo reflected from the human chest wall is collected by transmitting a linear frequency modulated continuous wave (LFMCW) in the frequency band ranging from 57.5 GHz to 63.5 GHz. After frequency mixing, low-pass filtering, and then sampling, the intermediate frequency sampling data containing the micro-motion information of respiration and heartbeat are obtained. The radial distance of the human chest cavity relative to the radar is determined by means of the fast Fourier transform on the intermediate frequency sampling data, and the phase signals corresponding to the position of the chest cavity are further extracted. Then, an improved phase differential enhancement method is used to suppress the interference of the respiration harmonics extracted from the heartbeat signals and the interference of low-frequency noise extracted from the respiratory signals in the phase signals. Finally, the respiration signals without phase offset are extracted from the phase signals with the Gaussian smoothing filtering method, and the heartbeat signals without rate offset are extracted from the phase signals with the low-order finite impulse response (FIR) filter. In addition, the respiration rate and heart rate are calculated with a time-domain peak-finding algorithm for the respiration and heartbeat signals. The experimental results show that the proposed method has high accuracy and strong robustness for the measurement of human respiration and heartbeat signals.

Key words: frequency-modulated continuous-wave radar; non-contact; vital sign detection; phase signal processing; data collection

收稿日期: 2022-03-15; **修回日期:** 2022-04-25

基金项目: NSAF联合基金(U2130202)

作者简介: 胡雨璇(2000—),女,硕士研究生,主要研究方向为雷达信号处理和雷达人体感知。

通信作者: 徐 丰(1982—),男,博士,教授,主要研究方向为SAR图像解译、电磁散射建模和类脑人工智能。

0　引言

航天员进入空间站后长期在轨工作和生活，因此，对航天员进行健康监测具有重要意义[1]。当前，生命体征测量广泛应用于智能家居[2]、智能出行[3]和居家智能医疗[4]场景的人体健康监护中，尤其是对老人和婴幼儿群体[5-6]以及慢性病患者的健康状况监测[2]。其中呼吸心跳是生命体征的重要组成部分，可以反映人体心肺健康和睡眠健康，对人体健康监护具有重要应用价值。

目前，商用的呼吸心跳测量技术主要依赖于接触式传感器[7]，包括心电描记法[8]、光体积描记术[9]，利用人类吸入和呼出的空气特性，如二氧化碳浓度、湿度和温度[10-12]，还有胸壁机械位移传感[13]和血压传感方法[14]等实现生命体征测量。然而接触式传感器佩戴程序繁琐，不方便，容易遗忘，长时间佩戴产生不适感，难以实现全天时的人体健康监护。相比而言，非接触式传感器可以克服这些缺点，实现方便灵活的全天时人体健康监护。

目前，用于非接触式人体呼吸心跳测量的方法有多种，其中非雷达方法主要包括可见光感[15]、热图像[16]、声波[17]、Wi-Fi[18]，雷达方法主要包括多普勒雷达[19]、脉冲超宽带雷达[20]、调频连续波雷达[21-25]等。可见光感和热图像方法的缺点是容易受光照、烟尘、遮挡和温度等因素影响，还存在隐私泄露风险；声波方法受传播速度和衍射影响明显；多普勒雷达的抗干扰能力差；脉冲超宽带雷达的成本较高。相比之下，调频连续波毫米波雷达成本较低、抗干扰能力强、相位分辨率高。随着雷达技术在民用领域的广泛应用和普及，目前已有一些基于调频连续波毫米波雷达实现呼吸心跳测量的研究。

现在比较普遍的呼吸心跳测量方法是先跟踪胸腔表面位置，然后提取随时间变化的胸腔位置对应相位信号，从相位信号中分离出呼吸和心跳运动对应的信号，实现呼吸心跳测量的关键是从含噪相位信号中准确分离出呼吸和心跳运动对应相位信号。

MI等[21]提出改进的小波变换方法提取心跳信号；ZHANG等[22]提出利用维格纳·威尔分布提取心跳信号的时频分析方法；FANG等[23]和WANG等[24]分别采用集成经验模态分解和多变量经验模态分解，提取心跳速率和呼吸速率的本征模态函数；JING等[25]采用奇异值分解处理相位信号后，基于快速傅里叶变换（Fast Fourier Transform，FFT）和希尔伯特变换来分离呼吸心跳信号并计算呼吸率和心率。但以上研究仍然存在一些不足。由于呼吸信号频段与低频噪声重叠，易受到低频噪声的影响，难以准确分离。而心跳信号比较微弱，更容易受到杂波噪声和呼吸谐波干扰，其准确分离是一个挑战。

上述的时频分析方法能够准确测量呼吸心跳运动的前提，是胸腔相对雷达的径向位置能够被稳定地准确测量，且低频噪声、呼吸信号和心跳信号的频谱之间影响较小。对于实际雷达系统的测量，胸腔位置的测量往往存在偏差，低频噪声、呼吸信号和心跳信号的频谱混叠比较严重。为了实现雷达对人体呼吸心跳运动的更准确测量，针对人体呼吸心跳的含噪测量数据，本文提出一种呼吸心跳信号的解混叠方法，提升对人体呼吸和心跳测量的准确性。

1　原理与方法

线性调频连续波雷达的发射信号可以表示为[26]

$$S_{\mathrm{tx}}(t)=A_{\mathrm{T}}\exp\left(-\mathrm{j}\cdot\left(2\pi f_0 t+\pi K_{\mathrm{s}}t^2\right)\right) \tag{1}$$

式中：A_{T}为发射信号振幅；f_0为发射信号频率；K_{s}为调频斜率。

经运动点目标反射后，得到的回波信号形式为

$$S_{\mathrm{rx}}(t)=A_{\mathrm{R}}\exp\left(-\mathrm{j}\cdot\left(2\pi f_0(t-\tau)+\pi K_{\mathrm{s}}(t-\tau)^2+2\pi f_{\mathrm{d}}(t-\tau)\right)\right) \tag{2}$$

式中：A_{R}为发射信号振幅；$\tau=2R_0/c$为信号从发射到接收所经时间；$f_{\mathrm{d}}=2v_{\mathrm{r}}/\lambda$为点目标的多普勒频移，其中$v_{\mathrm{r}}$为人体相对雷达的径向速度，$\lambda$为发射信号的波长。

将回波信号和发射信号进行混频后低通滤波可得到中频信号，中频信号的相位为发射信号与接收信号的相位差，中频信号可表示为

$$S_{\mathrm{if}}(t)=A_{\mathrm{T}}A_{\mathrm{R}}\exp\left(\mathrm{j}\cdot\left(2\pi f_0\tau+2\pi f_{\mathrm{d}}\tau-\pi K_{\mathrm{s}}\tau^2+2\pi K_{\mathrm{s}}\tau t-2\pi f_{\mathrm{d}}t\right)\right) \tag{3}$$

对一个调频周期的中频信号采样，可以得到中频信号的离散采样数据。

对离散中频信号做FFT可以得到目标距离相关的中频信号频率分布，即雷达可测量范围的动态目标一维距离随时间变化分布图。对距离分布做

最大振幅检测,得到单个目标的距离索引后,可以提取目标点的相位。信号相位变化$\Delta\Phi$与目标距雷达距离变化Δd的关系可以表示为

$$\Delta\Phi=\frac{2\pi\Delta d}{\lambda} \tag{4}$$

相位随慢时间的变化可以表征微小的呼吸和心跳运动。

2 提出方法

2.1 信号预处理

根据呼吸心跳检测原理,已知当前时刻目标点的距离时,可以获取当前时刻包含胸腔运动的相位信号。某一时刻下的目标距雷达径向距离随时间变化分布如图1所示,标记点为目标所处位置。

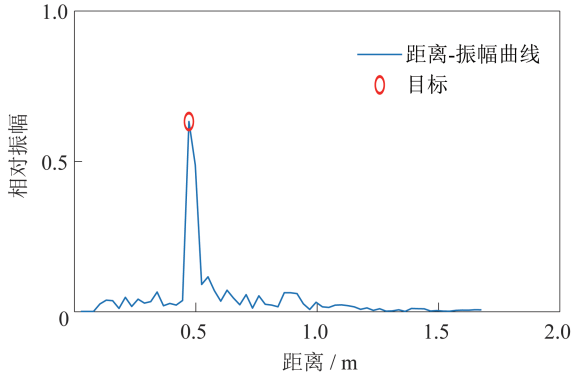


图1 振幅-距离分布

Fig. 1 Distribution of amplitude versus distance

由于信号的相位在π处发生跳变,相位会产生缠绕。首先对相位信号进行解缠绕处理。因为相位解缠绕的技术限制以及身体抖动、环境噪声等影响,导致相位信号仍存在很大的低频噪声分量。低频分量与呼吸信号所在频段十分接近,有时几乎淹没呼吸和心跳频段信息。因此采用改进的相位信号差分方法,首先得到相位差信号,以此抑制低频分量,但相位信号的错误解缠绕和噪声导致相位差分信号带有异常值噪声。异常值噪声会严重影响呼吸心跳信号的分离,因此采用一种纠正算法对异常值噪声进行过滤。

纠正过程分为两轮。第一轮,首先对差分相位信号$x_n+A, n\in[1,N]$去均值得到$x_n, n\in[1,N]$,然后对x_n进行分段处理:

$$y_n=\begin{cases}k_1\times x_n, & n=1\text{或}n=N, x_n\geqslant C_1\\ \dfrac{1}{2}\left(x_{n-1}+x_{n+1}\right), & n\neq 1,\ n\neq N,\\ |x_{n-1}|<C_1, & |x_{n+1}|<C_1\\ x_n, & n\text{为其他}\end{cases} \tag{5}$$

式中:$y_n, n\in[1,N]$为第一轮纠正后的相位差分信号。

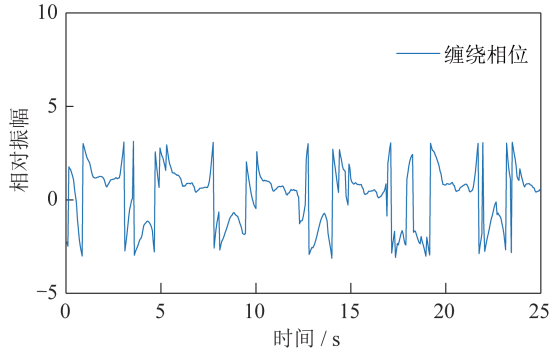
进行第二轮纠正,分段处理:

$$z_n=\begin{cases}y_{n-1}+k_2\mathrm{sgn}\left(y_{n+1}-y_{n-1}\right),\\ n\neq 1, n\neq N, \left|y_n-y_{n-1}\right|>C_2\\ y_n, \quad n\text{为其他}\end{cases} \tag{6}$$

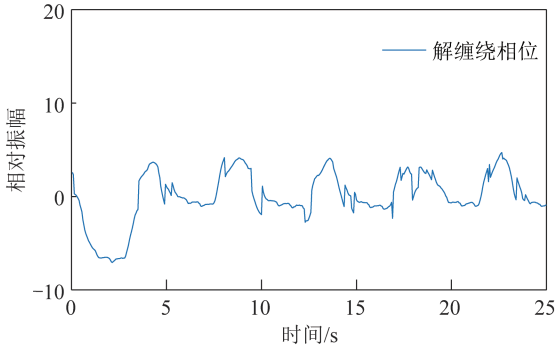
式中:sgn(*)为符号函数,

$$\mathrm{sgn}(x)=\begin{cases}1, & x>0\\ \Phi 0, & x=0\\ -1, & x<0\end{cases} \tag{7}$$

相位信号处理步骤的时域信号和频谱图分别如图2、图3所示。对比图2(b)、图2(c)以及图3(b)、图3(c)可以看出,改进的相位差分方法可以有效抑制异常值噪声和低频噪声。



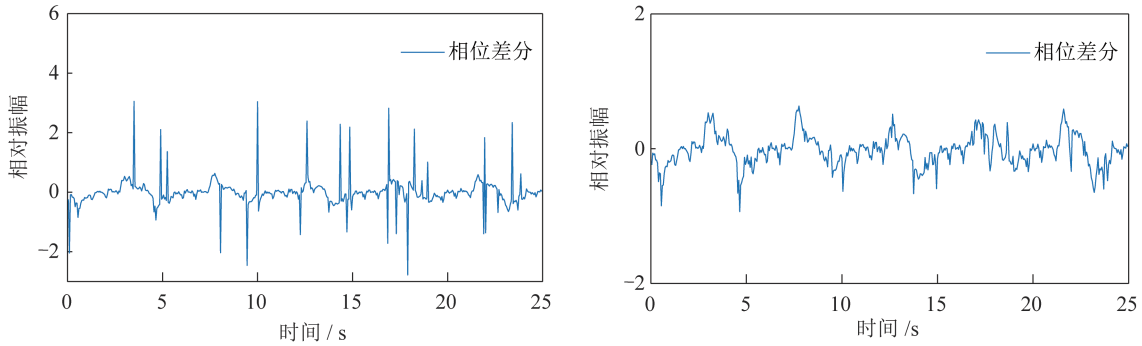
(a) 缠绕的相位信号



(b) 解缠绕后的相位信号

图2 各阶段相位信号对比

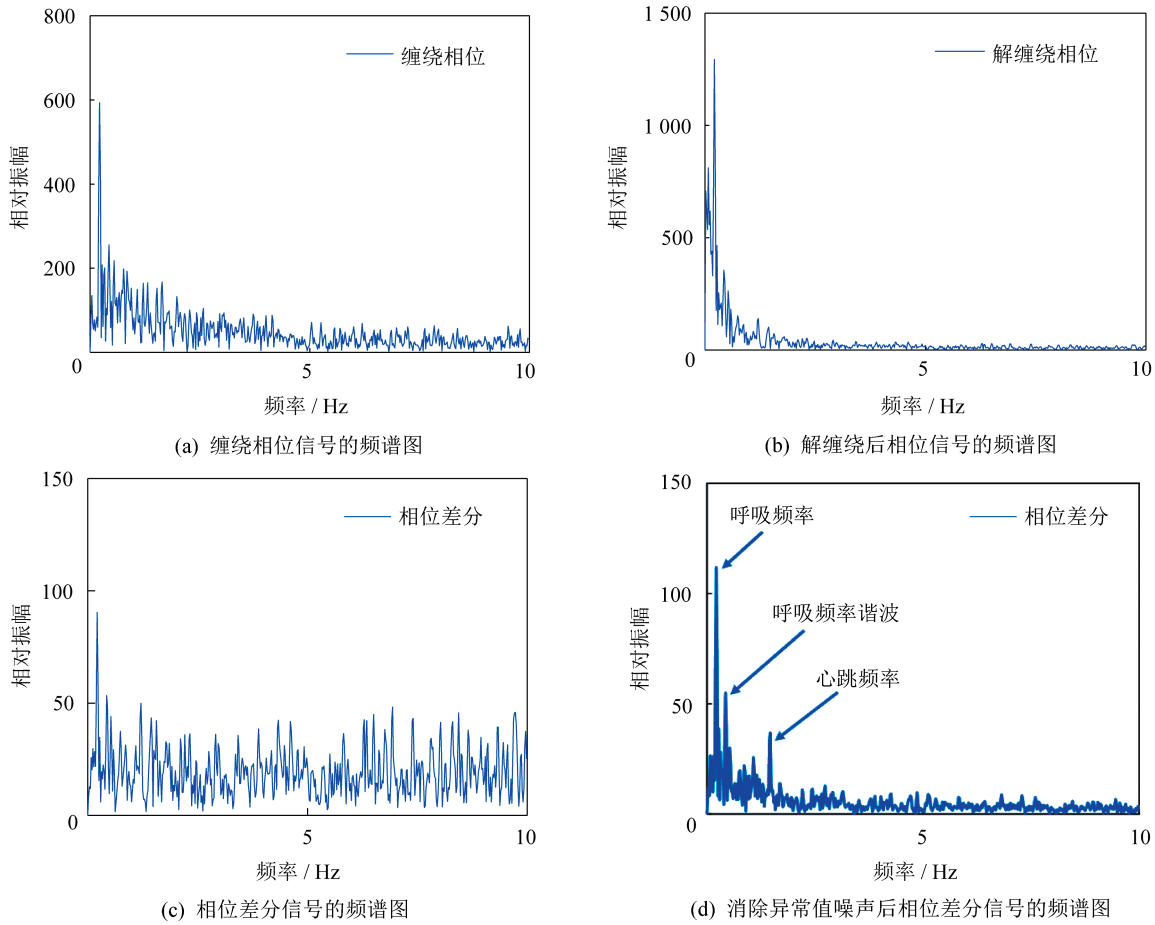
Fig. 2 Comparison of the phase signals



(c) 相位差分信号　　(d) 消除异常值噪声后的相位差分信号

续图 2　各阶段相位信号对比

Continue Fig. 2　Comparison of the phase signals



(a) 缠绕相位信号的频谱图　　(b) 解缠绕后相位信号的频谱图

(c) 相位差分信号的频谱图　　(d) 消除异常值噪声后相位差分信号的频谱图

图 3　各阶段相位信号频谱图的对比

Fig. 3　Comparison of the phase signal spectrograms

2.2　呼吸心跳信号提取

实验研究发现，相位差信号的低频周期性变化对应着呼吸信号，因此提出利用高斯平滑从相位差信号中分离呼吸信号的方法，相比带通滤波方法，能够更好地保留呼吸运动信息。由于呼吸运动所在频段较窄，带通滤波方法因此需要设计快衰减的带通滤波器，否则难以有效过滤低频和高频噪声。然而快衰减的带通滤波器会导致相位信号偏移，使提取的呼吸波形失真。高斯平滑滤波算法通过滑动窗口计算每个窗口内的高斯加权平均值，得到随时间变化的平均值，是线性滤波，不容易使信号失

真。当索引值为 a、窗口大小为 $2n+1$ 时,进行高斯平滑,由于权重之和不为 1,还需要对概率进行归一化,高斯平滑后的值可以表示为

$$h(a)=\frac{\sum_{y=a-n}^{a+n} f(y)\cdot g(y)}{\sum_{y=a-n}^{a+n} f(y)} \tag{8}$$

式中:$f(y)$为高斯分布的概率密度函数;$g(y)$为相位差信号。

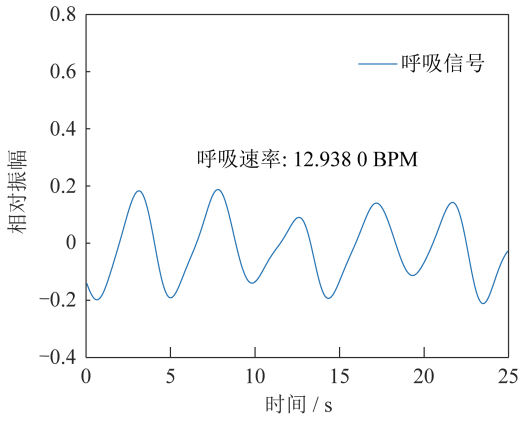
高斯平滑滤波器本质上是低通滤波器,因此无法利用其实现心跳信号的提取。由于提取心跳信号和计算心跳速率需要获取准确的相位信息,而 FIR 滤波器的相频特性是线性的,因此产生的是群延迟,可以最大限度地保留心跳信号的相位信息,即峰间间隔,采用 FIR 滤波器提取心跳信号,得到的心跳速率与真实心跳相符,不会失真。正常静息心跳信号的频率为 60~100 次/min,因此设计带通滤波的频率范围为 0.8~2.0 Hz。

从呼吸和心跳信号中,提取呼吸率和心率的方法为时域信号寻峰。利用时域信号的峰个数和时间长度来计算速率。若时域信号的极大值峰个数为 L_{max},则速率可表示为

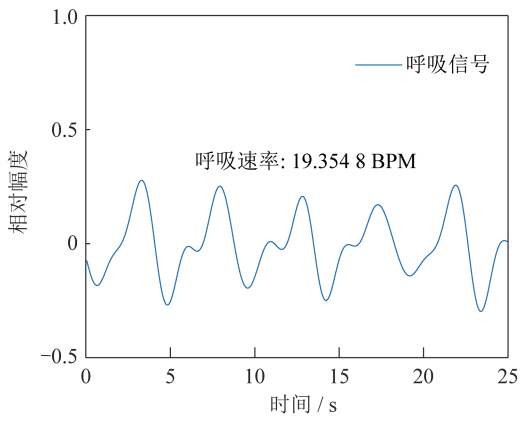
$$B_{rate}=\frac{L_{max}-1}{t} \tag{9}$$

式中:t为第一个极大值与最后一个极大值之间的时间差。

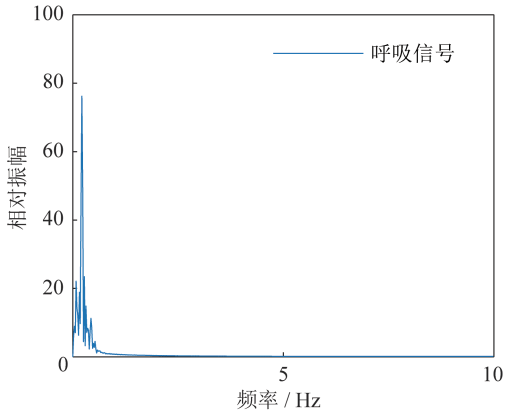
对相位差分信号进行滤波后得到的呼吸信号及呼吸速率如图 4 所示。图 4(a)为高斯平滑滤波得到的呼吸速率,图 4(c)为其对应的频谱图;图 4(b)为带通滤波得到的呼吸运动的时域信号及对应计算的速率,图 4(d)为其对应的频谱图。从图 4(d)可以发现,带通滤波方法得到的呼吸信号含有二次谐波,导致呼吸速率的计算偏差较大。对相位差分信号进行带通滤波后得到的心跳信号及心跳速率如图 5(a)所示,心跳信号的频谱如图 5(b)所示。



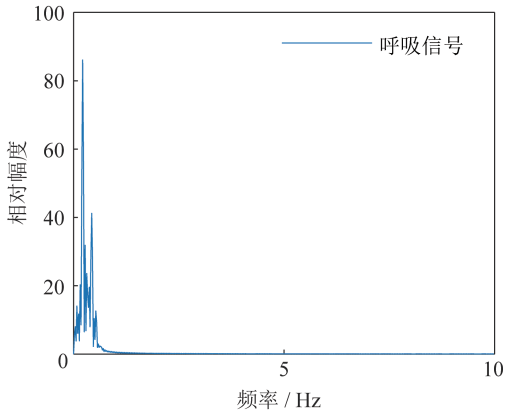
(a) 高斯平滑得到的呼吸运动时域信号



(b) 带通滤波得到的呼吸运动时域信号



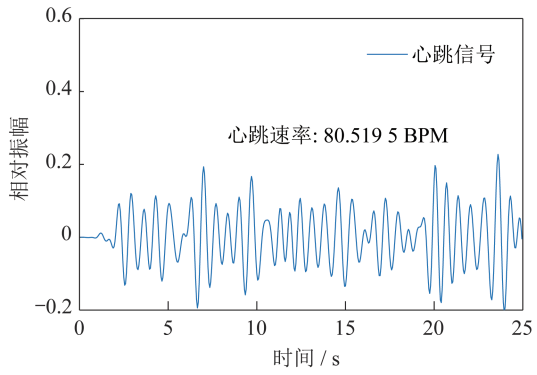
(c) 呼吸运动的频谱图(高斯平滑)



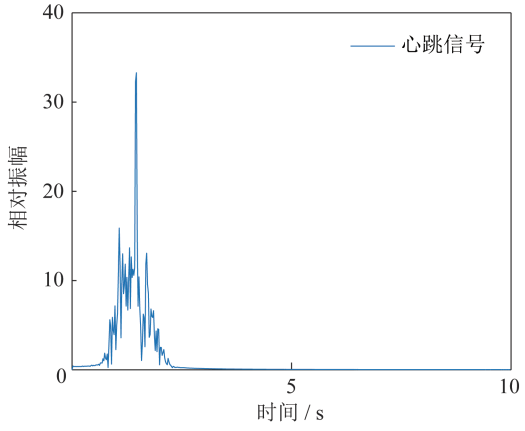
(d) 呼吸运动的频谱图(带通滤波)

图 4 呼吸运动的时域信号与频谱

Fig. 4 Time domain signals and spectrograms of respiration



(a) 心跳运动的时域信号



(b) 心跳运动的频谱图

图 5　心跳运动的时域信号与频谱

Fig. 5　Time domain signal and spectrogram of heartbeat

3　实验结果与分析

3.1　实验设备

为了对所提出的方法进行实验评估，设置如图 6 所示的实验场景，设计了一套实时毫米波雷达呼吸心跳测量系统，由毫米波雷达开发板和计算机组成。其中毫米波雷达开发板基于英飞凌（Infineon）公司的 BGT60LTR13AIP 毫米波雷达芯片设计，原始 ADC 采样数据通过 SPI 转 USB 接口从雷达芯片输出到计算机做进一步处理。计算机控制雷达系统执行呼吸心跳信号提取和速率计算。雷达系统的硬件参数和配置参数见表 1，雷达芯片上集成了一个发射天线和 3 个接收天线，可以得到 3 个通道的数据，选择其中一个信噪比最大的通道进行后续处理。

3.2　实验结果与评估

招募了 2 位健康的实验对象（1 女 1 男，年龄为 22～25 岁，代号分别为 F 和 M）坐在雷达前方 0.5 m 左右进行胸腔运动数据采集，再从胸腔运动数据中提取呼吸心跳信号及其速率。分别将视频记录的呼吸速率和指夹式脉搏血氧仪测得的脉搏速率作为呼吸率和心率的参考值，实现对雷达测得呼吸率和心率准确性的评估。

图 6　实验场景

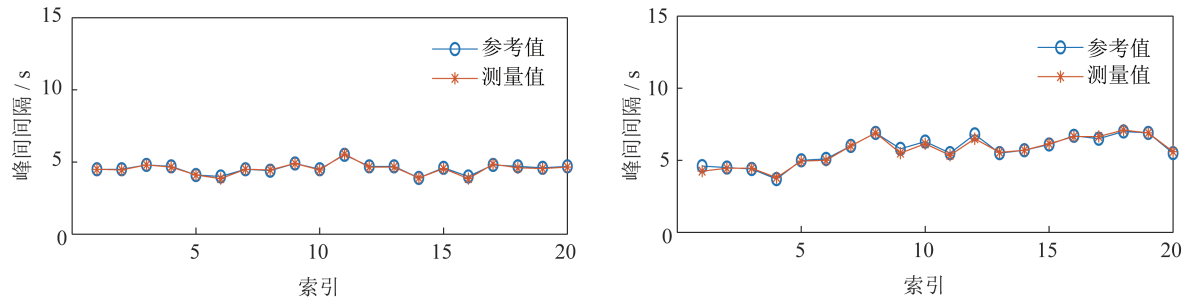
Fig. 6　Experimental scene

表 1　雷达系统硬件参数设置

Tab. 1　Parameter settings of the radar system hardware

参数	取值
发射天线数量 N_{TX}	1
接收天线数量 N_{RX}	3
起始频率 F_{start}/GHz	57.5
终止频率 F_{stop}/GHz	63.5
调频斜率 K_s/(MHz•μs^{-1})	91.5
采样频率 F_s/MHz	2
调频周期 T_{chirp}/μs	71.8
帧周期 T_{frame}/ms	50
信号波长 λ/mm	5

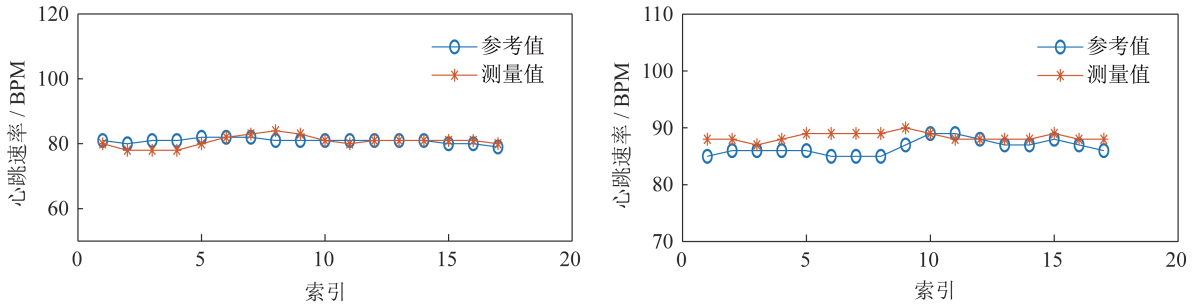
图 7 为 2 名实验对象在呼吸时两两呼吸波峰峰间间隔的雷达检测与参考值的对比，共记录 21 个呼吸波峰，即 20 个波峰峰间间隔。图 8 为 2 名实验对象 50 s 内心跳的速率变化曲线对比，50 s 内共记录 17 次心跳速率。对呼吸心跳检测的结果进行量化分析，结果见表 2 和表 3。分析参数包括平均值和标准偏差两项，呼吸信号波峰峰间间隔的雷达与测量的平均值差值在 0.05 s 内，标准偏差的差值在 0.03 s 内。心跳信号速率的雷达与测量的平均值差值在 2 次/min 内，标准偏差的差值在 2 次/min 内。实验数据表明，本文所提出的方法利用雷达能够准确检测人体的呼吸心跳。



(a) 实验对象F的呼吸波峰峰间间隔对比　　(b) 实验对象M的呼吸波峰峰间间隔对比

图 7　呼吸波峰的峰间间隔变化曲线对比

Fig. 7　Comparison of the inter-peak interval variation curves for the respiration waves



(a) 实验对象F的心跳速率变化曲线对比　　(b) 实验对象M的心跳速率变化曲线对比

图 8　心跳速率变化曲线对比

Fig. 8　Comparison of the heartbeat rate change curves

表 2　呼吸检测结果分析

Tab. 2　Analysis of the respiration detection results

实验对象	类型	平均值/s	标准偏差/s
F	雷达测量	4.522 5	0.383 6
	参考	4.555 0	0.355 6
M	雷达测量	5.680 0	0.944 9
	参考	5.725 0	0.931 1

表 3　心跳检测结果分析

Tab. 3　Analysis of the heartbeat detection results

实验对象	类型	平均值/(次·min^{-1})	标准偏差/(次·min^{-1})
F	雷达测量	80.705 9	1.672 1
	参考	80.882 4	0.757 9
M	雷达测量	88.411 8	0.691 0
	参考	86.588 2	1.286 1

4　结束语

本文旨在提出一种利用毫米波雷达准确测量人体呼吸心跳运动的方法,可用于测量航天员的呼吸心跳。通过一种改进的差分增强方法,抑制了呼吸谐波对心跳信号提取的干扰以及低频噪声对呼吸信号的干扰。分别利用高斯加权滤波和FIR滤波提取呼吸信号和心跳信号,实现了保留呼吸运动信息和心跳运动信息。与接触式传感器的对比实验表明,本文所提方法能够比较准确地测得人体的呼吸和心跳信号,对利用毫米波雷达的人体生命体征测量和健康监测具有实际价值。

参考文献

[1] 王啸臻,王兆魁,张育林.基于相关峰细化时延估计的舱内服务机器人发话人定位研究[J].上海航天,2018(5):10-17.

[2] CELLER B G, SPARKS R S. Home telemonitoring of vital signs: technical challenges and future directions [J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2015, 19(1):82-91.

[3] DONG Z, ZHANG M, SUN J, et al. A fatigue driving detection method based on frequency modulated continuous wave radar[C]// 2021 IEEE International Conference on Consumer Electronics and Computer Engineering (ICCECE). 2021:670-675.

[4] SAHU M L, ATULKAR M, AHIRWAL M K, et al. Vital sign monitoring system for healthcare through IoT based personal service application [J]. Wireless Personal Communications, 2021, 122(1):129-156.

[5] WANG J, LI C Z.. A human tracking and physiological monitoring FSK technology for single senior at home care [C]// 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2018: 4432-4435.

[6] LEMMER E, SCHMIECH D, MÜLLER S, et al. Development of a 24 GHz front-end and first test measurements for breathing and heartbeat monitoring inside a Cot[C]// 2019 23rd International Conference on Applied Electromagnetics and Communications (ICECOM). 2020: 1-5.

[7] KEBE M, GADHAFI R, MOHAMMAD B, et al. Human vital signs detection methods and potential using radars: a review [J]. Sensors, 2020, 20(5):1454.

[8] ABRAMS D L. Principles of clinical electrocardiography [J]. Journal of the American Medical Association, 1983, 249(12):1642.

[9] SUN Y, THAKOR N. Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2016, 63(3): 463-477.

[10] SINGH O P, HOWE T A, MALARVILI M B. Real-time human respiration carbon dioxide measurement device for cardiorespiratory assessment [J]. Journal of Breath Research, 2018, 12(2):026003.

[11] SCHOLZ R, BRACIO B R, BRUSTSCHECK M, et al. Non-invasive respiratory rate detection in spontaneous respiration by humidity measurement [C]// 2017 28th Irish Signals and Systems Conference (ISSC). 2017:1-6.

[12] HUANG Y P, YOUNG M S, TAI C C. Noninvasive respiratory monitoring system based on the piezoceramic transducer's pyroelectric effect[J]. Review of Scientific Instruments, 2008, 79(3):377.

[13] MOLINARO N, MASSARONI C, PRESTI D L, et al. Wearable textile based on silver plated knitted sensor for respiratory rate monitoring [C]// 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2018:2865-2868.

[14] KIM C S, CAREK A M, INAN O T, et al. Ballistocardiogram-based approach to cuff-less blood pressure monitoring: proof-of-concept and potential challenges [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2018, 65(11):2384-2391.

[15] ABUELLA H, EKIN S. Non-contact vital signs monitoring through visible light sensing [J]. IEEE Sensors Journal, 2020, 20(7):3859-3870.

[16] HESSLER C, ABOUELENIEN M, BURZO M. A non-contact method for extracting heart and respiration rates [C]// 2020 17th Conference on Computer and Robot Vision (CRV). 2020: 1-8.

[17] WANG A, NGUYEN D, SRIDHAR A R, et al. Using smart speakers to contactlessly monitor heart rhythms[J]. Communications Biology, 2021, 4(1):319.

[18] ZAKRZEWSKI M, RAITTINEN H, VANHALA J. Comparison of center estimation algorithms for heart and respiration monitoring with microwave Doppler radar[J]. IEEE Sensors Journal, 2012, 12(3):627-634.

[19] LIU J, CHEN Y, WANG Y, et al. Monitoring vital signs and postures during sleep using WiFi signals [J]. IEEE Internet of Things Journal, 2018, 5(3):2071-2084.

[20] SHEN H, CHEN X, YANG Y, et al. Respiration and heartbeat rates measurement based on autocorrelation using IR-UWB radar [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs, 2018, 65 (10): 1470-1474.

[21] HE M, NIAN Y, LIU B. Noncontact heart beat signal extraction based on wavelet transform [C]// 2015 8th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics(BMEI). 2015: 209-213.

[22] ZHANG Y, LI J, WEI S, et al. Heartbeats classification using hybrid time-frequency analysis and transfer learning based on ResNet [J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2021, 25(11):4175-4184.

[23] FANG G W, HUANG C Y, YANG C L. Switch-based low intermediate frequency system of a vital sign radar for simultaneous multitarget and multidirectional detection [J]. IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology, 2020, 4(4): 265-272.

[24] WANG K, ZENG Z, SUN J. Through-wall detection of the moving paths and vital signs of human beings[J]. IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters, 2019, 16(5):717-721.

[25] JING L, LIU L, ZENG Z, et al. Advanced signal processing for vital sign extraction with applications in UWB radar detection of trapped victims in complex environments [J]. IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing, 2014, 7(3): 783-791.

[26] MOHINDER J. FMCW radar design [M]. Commonwealth of Massachusetts: Artech, 2018:19-56.