

DOI: 10.13382/j.jemi.B2306875

基于新模式-小波包分解的超宽带雷达生命体征信号去噪算法*

余慧敏 朱姣姿

(湖南师范大学信息科学与工程学院 长沙 410006)

摘要:超宽带雷达具有高分辨率,穿透能力强,低功耗等优势,工作时人体无需接触任何电极或传感器,可以穿透衣服、废墟等非金属介质在较远的距离内检测人体生命体征信息,在非接触式生命体征检测方面具有很重要的应用价值。由于人类心跳信号容易被呼吸谐波和其他噪声干扰,为了准确提取人体生命体征信号,提出一种基于改进的自适应噪声集合经验模态分解(ICEEMDAN)与小波包分解(WPD)结合的生命体征信号去噪方法。先通过超宽带雷达测量待测者的生命体征,获取人体所在空间位置提取出体表微动信号,对体表振动信号进行补偿与欠采样处理;利用ICEEMDAN-WPD的阈值去噪方法对微动信号进行模态分解,选取合适的模态分量去噪并进行重构,获取人体心跳微动信号的时频特征。实验结果表明,该算法相较于传统的去噪算法将相关系数提高到了0.9405,信噪比提高到了9.0938 dB,保留更多的生命体征信息的同时拥有更高的信噪比,可有效应用于生命体征检测领域。

关键词:超宽带;自适应;集合经验模态分解;小波包分解;生命体征

中图分类号: TM931; TN98

文献标识码: A

国家标准学科分类代码: 510.99

Ultra-wideband radar vital signs signal denoising algorithm based on new mode-wavelet packet analysis

Yu Huimin Zhu Jiaozi

(College of Information Science and Engineering, Hunan Normal University, Changsha 410006, China)

Abstract: Ultra-wideband radar has the advantages of high resolution, strong penetration ability, low power consumption, etc. The human body does not need to contact any electrodes or sensors when the ultra-wideband radar is in operation, and it can penetrate through non-metallic media such as clothes and ruins, and detect the information of human vital signs at a long distance. It has an important application value in non-contact vital signs detection. Since the human heartbeat signal is easily interfered by respiratory harmonics and other noises, in order to accurately extract the human vital signs, vital signs signal denoising method based on the combination of improved adaptive noise ensemble empirical modal decomposition (ICEEMDAN) and wavelet packet decomposition (WPD) is proposed. Firstly, we measure the vital signs of the person to be measured by ultra-wideband radar, obtain the spatial location of the human body to extract the micro-motion signals from the body surface, and perform compensation and under-sampling processing for the vibration signals of the body surface; we use the threshold denoising method of ICEEMDAN-WPD to carry out modal decomposition of the micro-motion signals, select appropriate modal components for denoising and reconstruction, and obtain the time-frequency characteristics of the micro-motion signals of the human heartbeat. The experimental results show that the algorithm improves the correlation coefficient to 0.9405 and the signal-to-noise ratio to 9.0938 dB compared with the traditional denoising algorithm, which retains more vital signs information and has higher signal-to-noise ratio, and it can be effectively used in the field of vital signs detection.

Keywords: UWB; adaptive; EEMD; WPD; vital signs

0 引言

目前生命体征信号的测量方法主要有接触式和非接触式两种。接触式测量生命体征信号的精确度比较高,但在应用上无法满足一些因为限制条件无法靠近人体目标的情况。因此寻求非接触式检测生命体征的方法成为了医疗领域的必然选择^[1],随着雷达技术的发展,基于雷达的非接触式人类生存信息检测方法在一些新兴应用领域^[2](如医疗监护、灾害救援等)中逐渐成为研究热点。相比于连续波雷达,超宽带雷达以其穿透能力强,抗干扰能力强,发射功率弱,对人体辐射小和极高的距离分辨率等优点,在生命体征信号的探测领域有很强的应用优势。但是受雷达采集环境的影响,接收回波容易包含某些干扰信号,导致采集的信号的噪声过大,于是需要设计能准确保留生命体征,并滤除其他噪声的体征信号去噪算法^[3]。

常见的处理超宽带雷达生命体征信号的方法如,经典的处理非平稳信号的方法—经验模态分解(empirical mode decomposition, EMD)^[4-5],可以根据自身的数据尺度进行分解,但是当信号中存在由于异常事件(如间断信号、脉冲干扰和噪声等)并造成间歇现象时,EMD的分解结果就会出现模态混叠。针对经验模态分解方法的不足,提出了一种新的噪声辅助分析方法,集合经验模态分解(ensemble empirical mode decomposition, EEMD)^[6]。Torres等^[7]于2011年提出了自适应噪声完备经验模态分解(complementary ensemble empirical mode decomposition with adaptive noise, CEEMDAN),在信号分解过程中引入自适应的白噪声并提高了解析的精确度,但其分解的模态分量中依然存在噪声和伪分量。改进的自适应噪声集合经验模态由Colominas等^[7]提出,是一种由自适应噪声完备集合经验模态分解的基础上发展而来新型信号分解的方法。小波包分析(wavelet packet decomposition, WPD)是基于小波分析发展而来的,能够对非平稳随机信号进行有效的时频分析,通过小波包变换可将采集的信号分解为多个二维参量(时间、位置)和频率,实现信号在不同频带、不同时刻的特征分解,但其对实际应用中广泛存在的白噪声,其去噪效果则较差。

为了解决雷达回波处理时,由于心跳频率在0.8~2 Hz且信号幅度较低,容易被淹没在呼吸信号的强谐波以及其他杂波的干扰中的问题。本文提出了一种基于ICEEMDAN-小波包分析的超宽带雷达生命体征信号去噪算法。

1 生命体征模型

当超宽带雷达系统和目标生命固定后,人体进行呼吸和心跳时心脏和肺部器官会进行周期型扩张和收缩运动,并带动其身体表面周期性运动^[9-10]。根据微多普勒效应,可以使用超宽带雷达设备捕捉这些周期运动信息并调制到雷达脉冲信号中,通过分析和处理回波信号达到非接触式生命体征检测的目的^[11-15],人体与雷达之间周期性变化的距离如式(1)所示,受人体胸腔位移的影响,雷达的时延如式(2)所示:

$$d(t) = d_0 + A_r \sin(2\pi f_r t) + A_h \sin(2\pi f_h t) \quad (1)$$

$$\tau_v(t) = \frac{2d(t)}{v} = \tau_0 + \tau_r \sin(2\pi f_r t) + \tau_h \sin(2\pi f_h t) \quad (2)$$

其中, d_0 表示天线和人体体表的平均距离, A_r 和 A_h 表示由人体呼吸和心跳带动的人体体表振动幅度, f_r 和 f_h 表示被测目标的呼吸和心跳频率, t 表示慢采样时间, τ 表示快采样时间,即雷达信号发送时间间隔, v 是雷达传播的速度^[16]。由于雷达信号在接触到障碍物时会被反射,呼吸、心跳活动会引起胸腔位移^[17-20],进而对接收机接收到的雷达信号造成影响,则反射后接收的雷达信号,其脉冲响应可以表示为式(3),接受到的雷达信号可以表示为式(4),其中 a_v 代表目标信号的幅度, a_i 代表接收信道中的杂波幅度。

$$h(\tau, t) = a_v \delta(\tau - \tau_v(t)) + \sum_i a_i \delta(\tau - \tau_i) \quad (3)$$

$$R(\tau, t) = s(\tau) * h(\tau, t) = a_v s(\tau - \tau_v(t)) + \sum_i a_i s(\tau - \tau_i) \quad (4)$$

将接收到雷达信号进行式(5)的离散化就可以得到二维的雷达回波矩阵,二维回波矩阵的坐标轴为快时间轴和慢时间轴,分别对应距离维和时间维, m 是离散化的快时间采样数, n 是离散化的慢时间采样数, T_s 是脉冲的重复时间。

$$\mathbf{R}[m, n] = \sum_i \alpha_i s(n\sigma_{\tau_i} - \tau_i) + \alpha_s s(n\sigma_{\tau} - \tau_i(mT_s)) \quad (5)$$

图1为对雷达回波矩阵离散化后,滤除静止杂波,目标处在0.8 m处的雷达回波矩阵图。

2 基于ICEEMDAN-小波包分析的超宽带生命体征信号去噪算法

2.1 ICEEMDAN 分解步骤

ICEEMDAN解决了CEEMDAN中残留噪声和伪模态的问题,具有良好的特征提取与分解能力。区别于传统

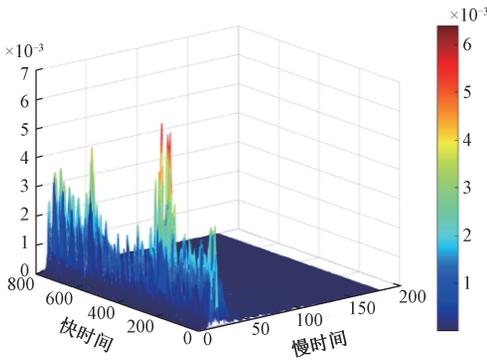


图1 超宽带雷达回波矩阵图

Fig. 1 Ultra-wideband radar echo matrix plot

的模态分解, ICEEMDAN 在提取第 k 层 IMF 时, 选择加入特殊噪声。利用 ICEEMDAN 对微动信号进行模态分解, 其中 $E_j(\cdot)$ 表示为待分解信号经过 EMD 分解得到的第 j 个模态分量^[21], $M(\cdot)$ 表示为求解信号的局部均值, $\omega^{(i)}$ 为均值为 0 的高斯白噪声, r_k 为第 k 个阶段的残差; 系数 β_k 为第 k 个阶段的信噪比, β_k 满足式(6), 其中, ε_0 为提前设置好的幅值, $\sigma(\cdot)$ 为数学期望操作符^[5]:

$$\beta_0 = \varepsilon_0 \frac{\sigma(x(t))}{\sigma(E_1(w^{(i)}))}, k = 0 \quad (6)$$

$$\beta_k = \varepsilon_0 \sigma(r_k(t)), k \geq 0$$

1) 对原信号 $x(t)$ 加上白噪声经 EMD 分解的 K 阶 IMF 分量, 构造序列进行 EMD 分解, 获得第 1 阶残差余量:

$$x_i(t) = x(t) + \beta_0 E_1(\omega^{(i)}) \quad (7)$$

$$r_1(t) = M(x_i(t)) \quad (8)$$

2) 得到第一阶固有模态分量:

$$IMF_1(t) = x(t) - r_1(t) \quad (9)$$

3) 对第一阶残差加上白噪声经 EMD 分解的 K 阶 IMF 分量构造序列, 继续进行 EMD 分解:

$$r_2(t) = M(r_1 + \beta_1 E_2(\omega^{(i)})) \quad (10)$$

$$IMF_2(t) = r_1(t) - r_2(t) = r_1(t) - M(r_1 + \beta_1 E_2(\omega^{(i)})) \quad (11)$$

4) 计算第 k 阶的残差余量及模态分量:

$$r_k = M(r_{k-1} + \beta_{k-1} E_k(\omega^{(i)})) \quad (12)$$

$$IMF_k(t) = r_{k-1}(t) - r_k(t) \quad (13)$$

5) 迭代计算, 直到满足 EMD 停止条件即余量信号为单调信号。

2.2 小波包分解

小波包分解也可称为小波包分析或子带树分析。概念是用分析树来表示小波包, 即利用多次迭代的小波转换分析输入讯号的细节部分, 且能根据信号特性和分析要求自适应地选择相应频带与信号频谱相匹配, 相较于小波分解可以更好地表示信号的高频信息, 是一种比小波分解更为精细的分解方法, 能够更好的处理非平稳信号。

图 2 是信号进行 3 层小波包分解的图例, 图中 $S(0, 0)$ 为经过待处理的信号; 下面的 $S(i, j)$ 表示第 i 层 (即尺度数) 第 j 个节点对应的分解信号, $g(k)$ 代表低通滤波系数, $h(k)$ 代表高通滤波系数, 且 $h(k)$ 和 $g(k)$ 需要满足式(14)正交关系。

$$g(k) = (-1)^k h(1-k) \quad (14)$$

$$\begin{cases} u_{2n}(t) = \sqrt{2} \sum_{k \in \mathbb{Z}} h(k) u_n(2t-k) \\ u_{2n+1}(t) = \sqrt{2} \sum_{k \in \mathbb{Z}} g(k) u_n(2t-k) \end{cases} \quad (15)$$

式(14)~(15)构造的是以 $u_0 = \phi(t)$ 确定的正交小波包, 设 $g_j^n(t) \in U_j^n$ 可得到式(16):

$$g_j^n(t) = \sum_l d_l^{j,n} u_n(2^j t - l) \quad (16)$$

小波包的分解结果如式(17)所示:

$$\begin{cases} S_{i+1,2j}(n) = \sum_k g(k-2n) S_{i,j}(k) \\ S_{i+1,2j+1}(n) = \sum_k h(k-2n) S_{i,j}(k) \end{cases} \quad (17)$$

小波包重构是小波包分析的逆运算如式(18)所示:

$$S_i^{j+1,n} = \sum_k (h_{l-2k} S_l^{j,2n} + g_{l-2k} S_l^{j,2n+1}) \quad (18)$$

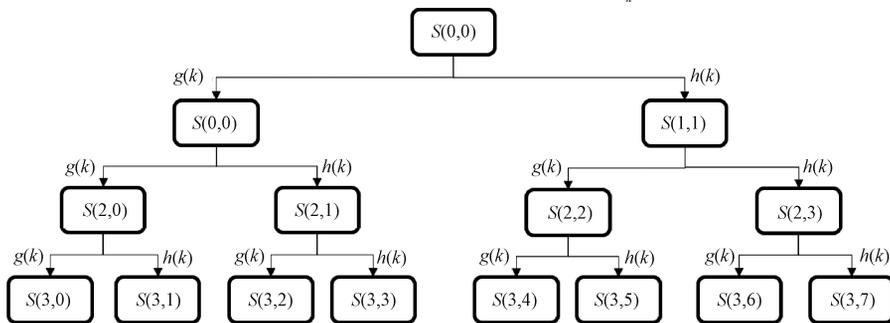


图2 信号进行 3 层小波包分解的结构

Fig. 2 Structure of a signal subjected to three-layer wavelet packet decomposition

2.3 ICEEMDAN-小波包分解联合去噪算法

ICEEMDAN-小波包分解联合去噪算法:待处理信号进行 ICEEMDAN 分析,然后分解为由高频到低频的多个模态分量,再估计每一模态分量与原始信号的相关系数,选择相关系数大于 0.1 的模态分量进行小波包分析,随后对进行小波包去噪后的模态分量进行信号重构,从而得到人体心跳呼吸等微动信号的时频特征。其具体实现流程如图 3 所示。

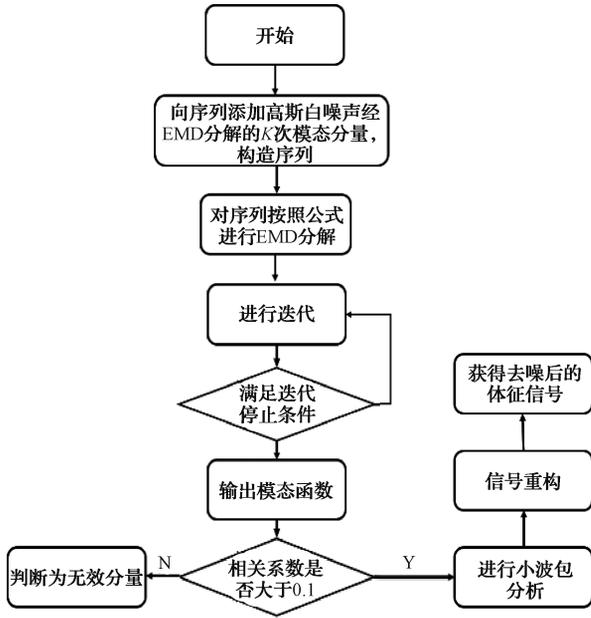


图 3 流程图
Fig. 3 Flow chart

相关系数是研究两个变量的线性相关程度的统计量,较为常见的是皮尔逊系数,计算变量 X 与 Y 的相关系数公式如式(19)所示:

$$R(X, Y) = \frac{\text{cov}(X, Y)}{\sqrt{\text{cov}(Y)} \sqrt{\text{cov}(X)}} \quad (19)$$

式中: $\text{cov}(X, Y)$ 是 X 与 Y 的协方差, $\text{cov}(Y)$ 是 Y 的方差, $\text{cov}(X)$ 是 X 的方差,相关系数越大,代表两个变量间的线性相关程度越大。

3 实验过程与结果分析

3.1 仿真实验

为了验证基于 ICEEMDAN-小波包分析超宽带生命体征信号去噪算法的有效性,本文首先通过 MATLAB 模拟理想胸腔运动实验设置如表 1 和表 2 所示,通过超宽带雷达系统接收生命体征信号,并进行仿真分析。

由于呼吸引起的人体表面周期性振动幅度较大,心

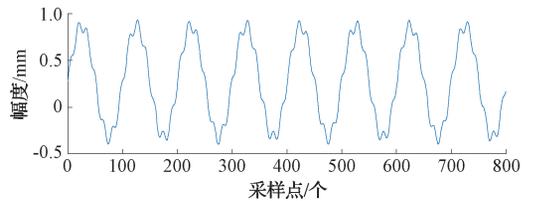
表 1 雷达系统仿真设置

参数	数值
载频/GHz	7.25
脉冲重复频率/Hz	17
距离单元长度/m	0.051 4
人体位置距离/m	0.5
距离单元数	91
脉冲数	800

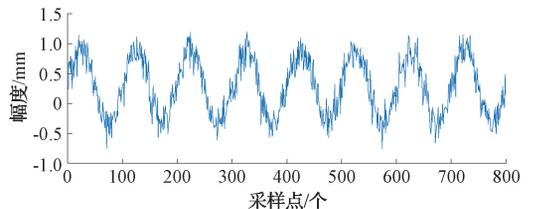
表 2 模拟胸腔运动参数设置

参数	数值
呼吸频率/Hz	0.17
呼吸时体表运动幅度/mm	0.6
心跳频率/Hz	1.1
心跳时体表运动幅度/mm	0.025

跳引起的人体表面周期性振动幅度非常小,本文设置呼吸频率为 0.17 Hz,幅度为 0.6 cm 心跳频率为 1.1 Hz,幅度为 0.05 cm,模拟的生命体征信号如下,产生仿真信号后加入信噪比为 5 dB 的高斯噪声,得到了仿真的超宽带雷达生命体征信号,以及加噪后的生命体征信号如图 4 所示。



(a) 原始时间-距离图像
(a) Raw time-distance image



(b) 加噪时间-距离图像
(b) Time-distance image with noise

图 4 原始信号与加噪信号

Fig. 4 Raw and noisy signals

分别通过 ICEEMDAN-小波包分析算法与 EMD 算法对仿真的超宽带雷达生命体征信号进行去噪重构,分解的结果如图 5 和 6 所示,明显可以看到 ICEEMDAN 分解的模态分量比 EMD 分解的更少。

进行分解后的模态分量通过与原始信息的相关系数分析,选取相关系数大于 0.1 的模态分量进行小波包分

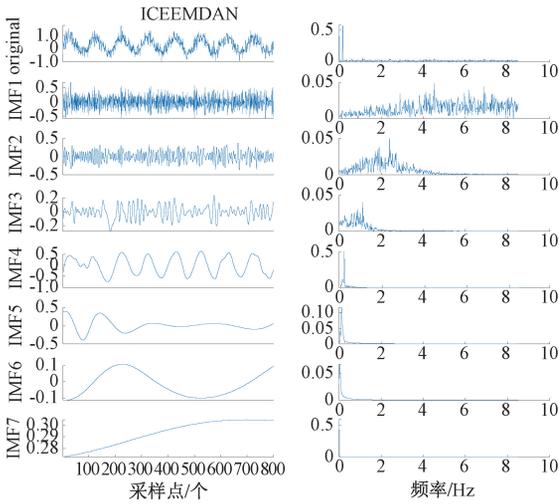


图5 ICEEMDAN 分解加噪信号

Fig. 5 ICEEMDAN decomposition of noisy signals

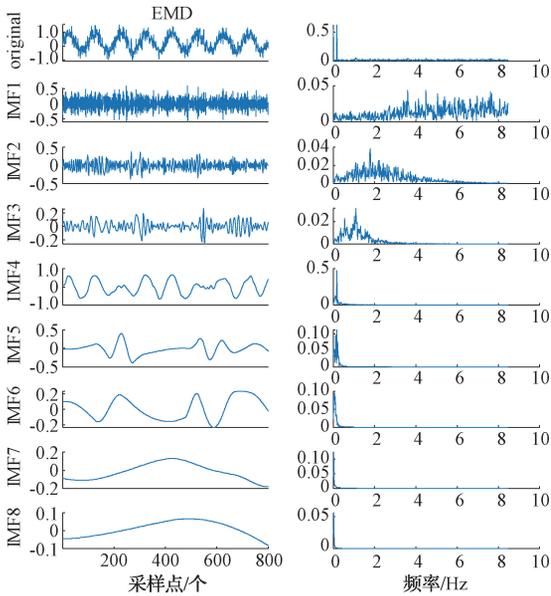


图6 EMD 分解图

Fig. 6 EMD decomposition diagram

析,将去噪后的模态分量进行重构,图7是通过ICEEMDAN分解后符合呼吸信号、心跳信号频谱分布的模态分量,及其去噪后的波形,图8是小波包分析后重构的生命体征信号。

图9是通过EMD分解后符合呼吸信号、心跳信号频谱分布的模态分量,及其去噪后的波形,图10是小波包分析后重构的生命体征信号。

加入信噪比分别5、10 dB的高斯噪声,计算其重构信号与原始信号的相关系数、信噪比与均方差如表3所示,结果可以表明ICEEMDAN小波包分析算法相较于EMD小波包分析算法具有更好的去噪性能,且对模态混

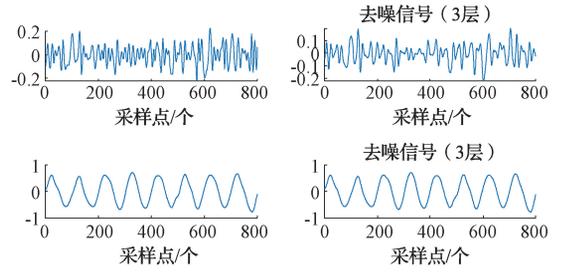
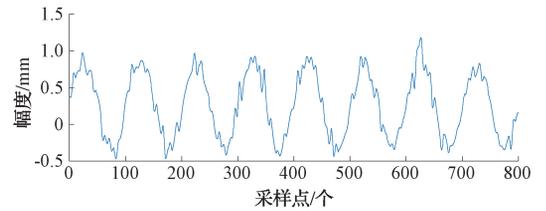
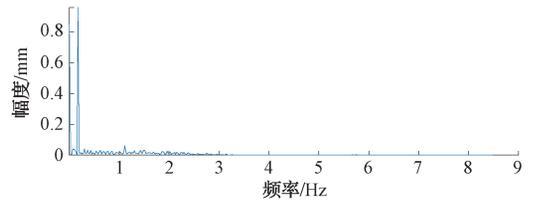


图7 符合呼吸心跳频谱的 IMF 分量及其去噪信号
Fig. 7 IMF components conforming to the respiratory heartbeat spectrum and their denoised signals



(a) 重构时间-距离图像
(a) Reconstruct the time-distance image



(b) 原始频谱图像
(b) Raw spectral image

图8 ICEEMDAN-WPD 重构

Fig. 8 ICEEMDAN-WPD reconstruction

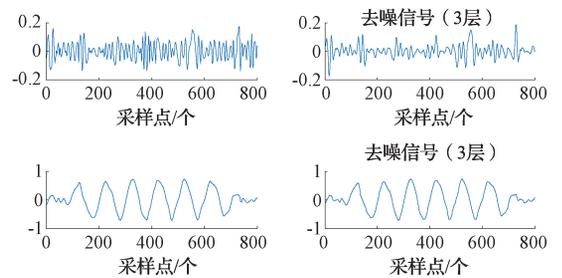


图9 符合呼吸心跳频谱的 IMF 分量及其去噪信号
Fig. 9 IMF components conforming to the respiratory heartbeat spectrum and their denoised signals

叠有更好的抑制作用。

$$SNR = 10 \lg \left(\frac{S_f}{S_f - S_0} \right) \quad (20)$$

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_{noise} - X_{signal})^2} \quad (21)$$

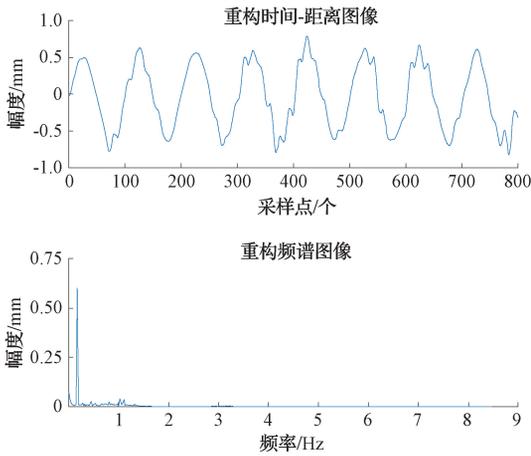


图 10 EMD-WPD 重构
Fig. 10 EMD-WPD reconstruction

表 3 两种方法重构信号与原信号的相关系数、均方差、信噪比

Table 3 Correlation coefficient, mean square deviation, signal-to-noise ratio of the reconstructed and original signals for both methods

信噪比/dB		相关系数	均方差	信噪比/dB
5	ICEEMDAN-WPD	0.982 9	0.091 4	7.202
	EMD-WPD	0.799 8	0.382 3	5.518
10	ICEEMDAN-WPD	0.984 6	0.082 5	15.093
	EMD-WPD	0.967 8	0.298 8	11.064

3.2 实测数据分析

本文使用挪威 Novelda 公司生产的 UWB 雷达开发套件 X4M03 模块如图 11 所示,该模块由一对带有集成 Wi-Fi 滤波器的定向贴片天线, X4 雷达 SOC 和用于控制 X4 并与外部设备通信的 Atmel 公司生产的 SAMS70 微控制器构成。该雷达发射带宽为 1.5 GHz,中心频率为 7.29 GHz 的脉冲信号, -3 dB 波束宽度为 65°。雷达接收机以 23.328 GHz 的频率对反射信号进行采样,基带信号每个快时间距离单元对应长度为 0.051 4 m,等效的探测距离为 0~9.9 m。

雷达模块探测人体目标可以得到包含时间距离信息的二维雷达矩阵,锯齿波周期中采样点的数量为 180,取 $N \times 180$ 矩阵, N 是慢时间采样点的数量,对应每次雷达回波快拍,180 是快时采样点的数量,对应每次雷达回波的快时采样,快时采样点对应距离信息。 N 取 800,对应慢时间采样的点数。通过背景滤波,得到主要包含心跳呼吸信息的回波矩阵如图 12 所示。

然后通过快时间距离门选择算法选择最大距离门作为实验生命体征数据,目标静坐在 0.4 m 高的椅子上休息并自然呼吸,同时通过心率仪采集真实的实验目标心

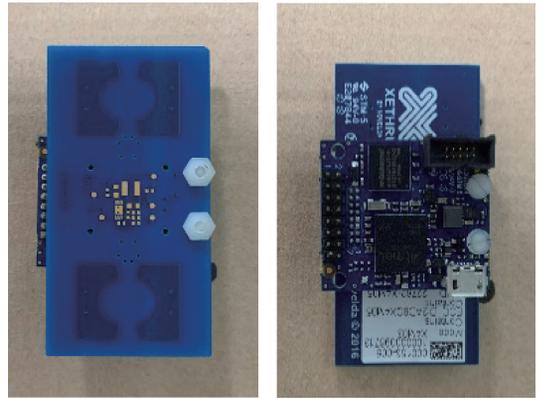


图 11 X4M03 模块正反面
Fig. 11 Front and back view of X4M03 module

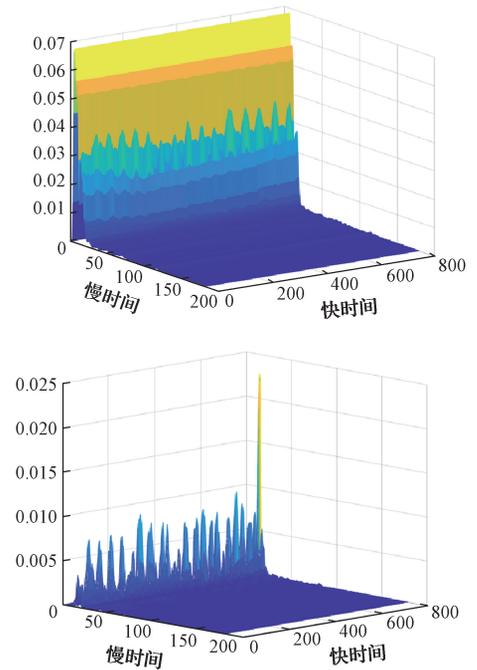


图 12 背景滤波的雷达回波矩阵
Fig. 12 Radar echo matrix with background filtering

率,选择雷达距离人体目标为 0.8 m 处收集数据,收集到一组 800×180 的雷达回波数据进行分析,图 13 收集的原始雷达回波矩阵与进行背景滤波后的时距图。

通过快时间距离门算法得到包含生命体征信息的 1×800 距离门信号如图 14 所示。

对采集的原始距离门信号分别进行 ICEEMDAN 结合小波包分析,图 15 为重构后的信号,重构后的信号频谱如图 16 所示,由于呼吸信号的主频位于 0.27 ~ 0.34 Hz,且幅度较大,频谱图中可以清楚的观测到呼吸信号和呼吸信号的二次谐波,心跳信号的主频位于 0.8 ~ 2 Hz,在重构后生命体征信号频谱图的心跳主频区间,可

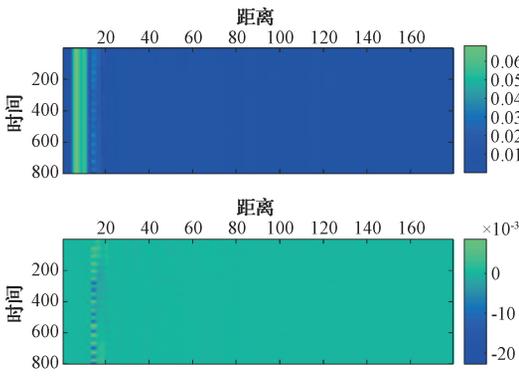


图 13 原始采集距离门数据与滤波后数据

Fig. 13 Raw acquisition distance gate data and filtered data

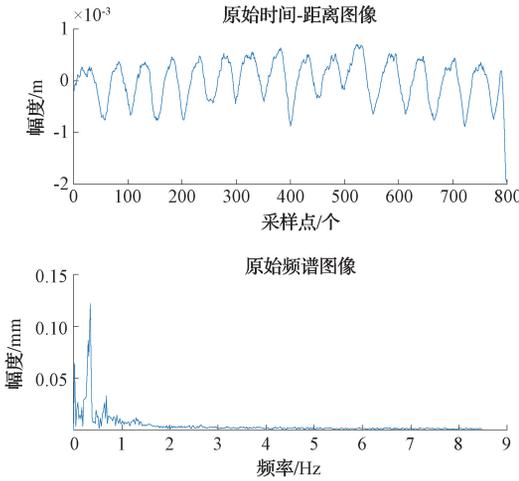


图 14 一维生命体征信号

Fig. 14 One-dimensional vital signals

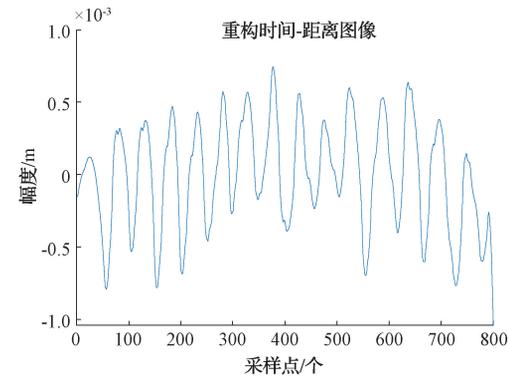


图 15 ICEEMDAN-WPD 重构信号

Fig. 15 ICEEMDAN-WPD reconstructed signals

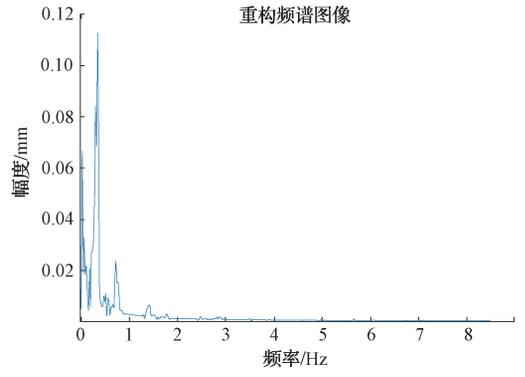


图 16 ICEEMDAN-WPD 重构信号频谱图

Fig. 16 ICEEMDAN-WPD reconstructed signal spectrograms

合小波包分析虽然可以对体征信号进行一定程度上的去噪,且频谱图在心率主频 0.8~2 Hz 区间,可以观测到人体的峰值心率,但 ICEEMDAN 结合小波包分析算法相较于 EMD 结合小波包分析算法有着更高信噪比,峰值心率体现地更加清晰,说明 ICEEMDAN 结合小波包分析算法有更好的去噪性能。

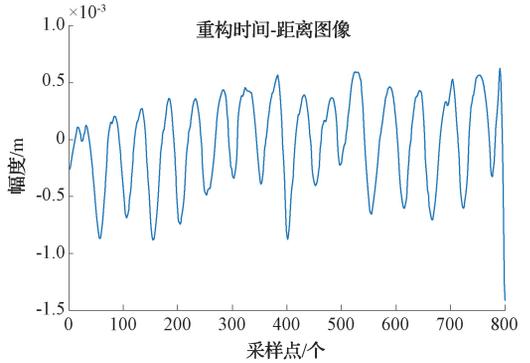


图 17 EMD-WPD 重构信号

Fig. 17 EMD-WPD reconstructed signal

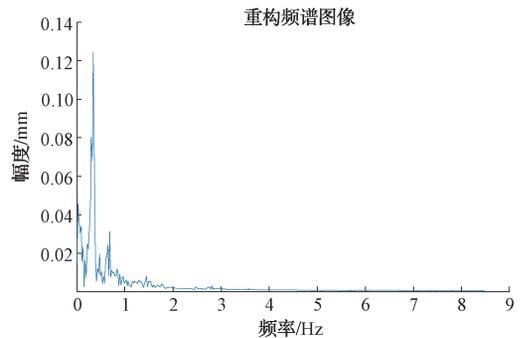


图 18 EMD-WPD 重构信号频谱图

Fig. 18 Spectrogram of EMD-WPD reconstructed signal

图 17 为 EMD 结合小波包分析去噪后的重构信号,其频谱图如图 18 所示,结合图 15、16 可以看出,EMD 结

通过分析重构信号与表 4 中实际雷达模块采集的原始生命体征数据的相关系数、均方差以及信噪比可以证

明,ICEEMDAN 结合小波包分析算法较 EMD 结合小波包分析算法能够去除更多干扰噪声,保留了更多的生命信息。相较于 EMD 结合小波包分析算法,有更好的去噪性能,对生命体征信息的处理及应用提供了很好的基础。

表 4 两种方法重构信号与原信号的相关系数、均方差、信噪比

Table 4 Correlation coefficient, mean square deviation, signal-to-noise ratio of the reconstructed and original signals for both methods

	相关系数	均方差	信噪比
ICEEMDAN-WPD	0.940 5	1.47×10^{-4}	9.093 8
EMD-WPD	0.875 8	1.97×10^{-4}	6.057 4

3 结 论

针对心跳信号幅度较低,容易被淹没在呼吸信号的强谐波以及其他杂波干扰中的问题,本文提出了一种改进的自适应噪声集合经验模态分解(ICEEMDAN)结合小波包分析(WPD)的超宽带雷达生命体征信号去噪算法,仿真结果表明,该算法较传统去噪算法能够去除更多干扰噪声,保留更多的生命体征信息及原有特征,拥有很好的去噪性能。通过实测数据验证表明,该算法在实际的生命体征去噪检测领域也有很高的应用价值。

参考文献

- [1] 杨国成,余慧敏. 基于 N 次峰值捕捉的超宽带雷达生命体征检测[J]. 电子测量与仪器学报,2020,34(11): 204-210.
YANG G CH, YU H M. Vital sign detection of ultra-wideband radar based on N peaks capture[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2020, 34(11): 204-120.
- [2] 李诗楠,凌威,梁竹关,等. 基于 ICEEMDAN 与小波包分解的脉搏信号联合去噪[J]. 电子测量技术,2022, 45(18): 41-48.
LI SH N, LING W, LIANG ZH G, et al. Joint denoising of pulse signals based on ICEEMDAN and wavelet packet decomposition[J]. Electronic Measurement Technology, 2022, 45(18): 41-48.
- [3] 黄晓红,尹扬帆,梁聪. 基于 MEEMD 和 apFFT 的人体生命体征信号的提取研究[J]. 现代电子技术,2020, 43(23): 30-34.
HUANG X H, YING Y F, LIANG C. Research on human vital sign signal extraction based on MEEMD and apFFT [J]. Modern Electronics Technique, 2020, 43(23): 30-34.
- [4] XU Z, LIU T. Vital sign sensing method based on EMD in terahertz band[J]. EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, 2014, 2014: 1-8.
- [5] ZHAO G, LIANG Q, DURRANI T S. An EMD based sense-through-foilage target detection UWB radar sensor networks[J]. IEEE Access, 2018, 6: 29254-29261.
- [6] SHYU K K, CHIU L J, LEE P L, et al. Detection of breathing and heart rates in UWB radar sensor data using FVPIEF-based two-layer EEMD [J]. IEEE Sensors Journal, 2018, 19(2): 774-784.
- [7] TORRES M E, COLOMINAS M A, SCHLOTTHAUER G, et al. A complete ensemble empirical mode decomposition with adaptive noise [J]. Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP), 2011 IEEE International Conference, 4144-4147.
- [8] COLOMINAS A M, SCHLOTTHAUER G, TORRES E M. Improved complete ensemble EMD: A suitable tool for biomedical signal processing [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2014: 14.
- [9] HE M, NIAN Y J, XU L P, et al. Adaptive separation of respiratory and heartbeat signals among multiple people based on empirical wavelet transform using UWB radar[J]. Sensors, 2020, 20(17): 4913-4913.
- [10] WU S, TAN K, XIA Z, et al. Improved human respiration detection method via ultra-wideband radar in through-wall or other similar conditions[J]. IET Radar, Sonar & Navigation, 2016, 10(3): 468-476.
- [11] 唐良勇,赵恒,张亚菊. 基于 WA-EMD 算法的脉冲式超宽带雷达多目标生命体征检测[J]. 南京理工大学学报,2017,41(2): 198-206.
TANG L Y, ZHAO H, ZHANG Y J. Multi-target vital signs detection of pulsed ultra-wideband radar based on WA-EMD algorithm[J]. Journal of Nanjing University of Science and Technology, 2017, 41(2): 198-206.
- [12] NAISHADHAM K, PIOU J, REN L, et al. Estimation of cardiopulmonary parameters from ultra wideband radar measurements using the state space method [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2016, 10(6): 1037-1046.
- [13] 蒋留兵,韦洪浪,管四海,等. 基于 EEMD 和 HOC 的超宽带雷达生命探测算法研究[J]. 现代雷达,2015, 37(5): 25-30.
JIANG L B, WEI H L, GUAN S H, et al. Research on UWB radar life detection algorithm based on EEMD and HOC[J]. Modern Radar, 2015, 37(5): 25-30.
- [14] QI Q, ZHAO Y, ZHANG L, et al. Research on ultra-wideband radar echo signal processing method based on P-order extraction and VMD [J]. Sensors, 2022, 22(18): 6726.

- [15] ZHANG J, QI Q, CHENG H, et al. A multi-target localization and vital sign detection method using ultra-wide band radar[J]. *Sensors*, 2023, 23(13): 5779.
- [16] 罗朗娟,张洽. 非接触式人体生命信号检测方法研究[J]. *医疗卫生装备*, 2021, 42(11): 8-13, 19.
LUO L J, ZHANG Q. Research on non-contact life signal detection method [J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2021, 42(11): 8-13, 19.
- [17] ZHANG Y, LIU X P, QI R, et al. Harmonic multiple loop detection (HMLD) algorithm for not-contact vital sign monitoring based on ultra-wideband (UWB) radar [J]. *IEEE Access*, 2020: 838786-38793.
- [18] 杨路,周文豪,余翔,等. 一种抑制杂波的高精度车载雷达目标检测方法[J]. *仪器仪表学报*, 2022, 43(10): 145-151.
YANG L, ZHOU W H, YU X, et al. High-precision vehicle radar target detection method with clutter suppression [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2022, 43(10): 145-151.
- [19] LIU S, LYU N, CUI J, et al. Improved blind timing skew estimation based on spectrum sparsity and ApFFT in time-interleaved ADCs [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2018, 68(1): 73-86.
- [20] KIM B S, JIN Y S, KIM S D, et al. A low-complexity FMCW surveillance radar algorithm using two random beat signals[J]. *Sensors*, 2019, 19(3): 608.

- [21] LV C, ZHAO J, WU C, et al. Optimization of the end effect of Hilbert-Huang transform (HHT) [J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2017, 30(3): 732-745.

作者简介



余慧敏 (通信作者), 2003年于湖南师范大学获得学士学位, 2006年于湖南大学获得硕士学位, 2009年于中科院电子所获得博士学位, 现为湖南师范大学副教授, 主要研究方向为超宽带系统设计与无线通信网络。

E-mail: yhm@hunnu.edu.cn

Yu Huimin (Corresponding author) received his B. Sc. degree from Hunan Normal University in 2003, M. Sc. degree from Hunan University in 2006, Ph. D. degree from Institute of Electronics, Chinese Academy of Sciences in 2009. Now he is an associate professor at Hunan Normal University. His main research interests include UWB system design and wireless communication network.



朱姣姿, 2021年于湖南师范大学获得学士学位, 现为湖南师范大学硕士研究生, 主要研究方向为超宽带雷达信号处理。

E-mail: jzzhu1128@hunnu.edu.cn

Zhu Jiaozi received her B. Sc. degree from Hunan Normal University in 2021. Now she is a M. Sc. Candidate in Hunan Normal University. Her main research interest includes UWB radar signal processing.