

文章编号: 2095-2163(2023)01-0142-07

中图分类号: TN957.51

文献标志码: A

基于谐波陷波器改进 HMLD 的呼吸心跳分离算法

汪新坤, 曹乐, 张文艳

(上海工程技术大学 电子电气工程学院, 上海 201620)

摘要: 针对毫米波雷达生命体征信号检测存在的呼吸谐波及心跳信号提取精度低的问题, 本文提出了基于谐波陷波器改进的谐波倍数循环检测(HMLD)的呼吸心跳分离方法。首先, 设计了单通道的毫米波雷达信号采集系统, 采集人体胸廓雷达回波信号, 并进行相位信号提取、相位解缠、滤波等预处理提取胸廓微动信号; 其次, 通过 HMLD 方法提取呼吸基波频率、高次谐波频率, 并采用陷波器消除呼吸谐波; 最后, 根据 HMLD 方法提取心跳基波频率, 提取的心跳频率误差率在 11.5% 以内, 并与变分模态分解算法(VMD)提取结果对比, 心跳信号信噪比平均提高了 2.66 dB。实验结果表明, 基于谐波陷波器改进的 HMLD 方法能够有效的分离呼吸心跳。

关键词: 毫米波雷达; 生命体征信号; 谐波陷波器; 谐波倍数循环检测

Respiratory and heartbeat separation algorithm based on improved HMLD with harmonic notch filter

WANG Xinkun, CAO Le, ZHANG Wenyan

(School of Electrical and Electronic Engineering, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China)

[Abstract] Aiming at the problem of low extraction accuracy of respiratory harmonic and heartbeat signal in the detection of vital signs signal of millimeter wave radar, a respiratory heartbeat separation method based on improved harmonic multiple cycle detection (HMLD) based on harmonic notch filter is proposed. Firstly, a single channel millimeter wave radar signal acquisition system was designed to collect the human thoracic radar echo signal, and preprocess the phase signal extraction, phase unwrapping and filtering to extract the thoracic micro motion signal; Then the respiratory fundamental frequency and higher harmonic frequency were extracted by HMLD method, and the respiratory harmonic is eliminated by notch filter; Finally, the heartbeat fundamental frequency was extracted according to the HMLD method, and the error rate of the extracted heartbeat frequency was less than 11.5%. Compared with the extraction results of variable empirical mode decomposition (VMD), the heartbeat signal-to-noise ratio is increased by 2.66db on average. The experimental results showed that the improved HMLD method based on a harmonic notch filter can effectively separate respiratory and heartbeat.

[Key words] millimeter wave radar; vital signs signal; harmonic notch filter; harmonic multiple loop detection

0 引言

基于毫米波雷达可以不受天气, 光线等一些环境因素的干扰进行非接触式生命体征检测, 对医疗监护和智能家居健康监测具有重要意义和发展前景^[1]。但是, 基于毫米波雷达的生命体征信号检测仍存在一些困难和挑战, 例如测试环境中的静态杂波、人为肢体运动伪影、呼吸谐波等干扰因素都会影响呼吸和心跳信号的提取^[2]。一般可以通过滤波

处理削弱杂波和噪声干扰, 但强呼吸次谐波有可能在心跳有效的检测频率范围内, 且心跳信号运动幅度更小, 对心跳信号提取造成一定的困难, 因此强呼吸次谐波的干扰已成为毫米波雷达生命体征信号检测中亟待解决的问题。

为了克服呼吸谐波对心跳信号提取的影响, Van Nguyen 团队^[3-4]前后提出一种谐波路径算法 (Harmonic Path Algorithm, HAPA) 和平均谐波路径算法 (Spectrum-Averaged Harmonic Path, SHAPA),

基金项目: 国家自然科学基金(61703270)。

作者简介: 汪新坤(1997-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向: 基于毫米波雷达生命体征信号采集与分析; 曹乐(1986-), 男, 博士, 讲师, 硕士生导师, 主要研究方向: 惯性传感器、惯性导航定位、微弱信号检测技术等。

通讯作者: 曹乐 Email: caole00012@163.com

收稿日期: 2022-03-25

但这两种算法存在无法找到谐波路径的问题, 并且算法容易受阈值设置的影响, 算法效率较低; Zhang^[5] 提出一种谐波倍数循环检测的算法 (Harmonic Multiple Loop Detection, HMLD) 算法, 但该算法只计算到呼吸的二次谐波, 未考虑到呼吸的三次谐波带来的影响, 若身体发生与呼吸同频的噪声, 会增强呼吸谐波的强度, 继而影响心跳频率的估计; 张怡^[6] 设置的呼吸和心跳信号检测频段被错开, 存在频段检测约束问题, 所以该算法没有从真正意义上消除呼吸二次谐波及三次谐波带来的影响。为了解决这一问题, 本文提出一种基于陷波器谐波消除改进的 HMLD 算法, 通过陷波滤波器将邻近心跳基波的呼吸谐波滤除, 实现心跳基波频率的精确提取; 采用连续小波逆变换对已提取到的呼吸和心跳频率重构时域信号; 最后, 通过静态人体实验进行分析, 验证了基于谐波陷波器改进的 HMLD 算法能够有效的将呼吸和心跳信号分离和提取。

1 基于毫米波雷达的生命体征检测原理

毫米波雷达发射电磁脉冲, 当接触到人体胸廓时, 由于身体的高反射率, 发射的脉冲信号被反射并被接收。人体的呼吸和心跳引起胸廓周期性的扩张和收缩, 雷达发射天线与胸廓的距离 $d(t)$ 可由公式 (1) 表示^[7]。

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

其中, d_0 为接收天线和人体胸廓的初始距离; d_r 和 d_h 分别为呼吸信号幅度和心跳信号幅度; f_r 和 f_h 分别为呼吸频率和心跳信号频率。

存在多个传播信道时, 接收信号可由公式 (2) 表示^[8]。

$$r(t, \tau) = A_k \delta(\tau - \tau_k(t)) + \sum_i A_i(\tau - \tau_i) \quad (2)$$

其中, t, τ 分别表示雷达回波数据中的慢时间和快时间, $A_k \delta(\tau - \tau_k(t))$ 和 $\sum_i A_i(\tau - \tau_i)$ 分别表示胸廓运动和静态目标对快时间和振幅峰值的响应。 $\tau_k(t)$ 由 $d(t)$ 决定, 可由公式 (3) 表示。

$$\tau_k(t) = \frac{2d(t)}{c} \quad (3)$$

其中, c 表示为光速。

雷达将接收到的信号离散化为二维雷达回波矩阵, 可由公式 (4) 表示。

$$\mathbf{R}[m, n] = r(t = mT_s, \tau = nT_f) \quad (4)$$

其中, m, n 分别以慢时间和快时间显示采样数; T_f 是快时间采样间隔, 对应系统 ADC 采样速

率; T_s 是脉冲持续时间, 对应系统信号采样频率。

雷达回波矩阵包含目标微动位移信息, $\Delta\varphi$ 目标信号前后相位差由公式 (5) 表示^[9]。

$$\Delta\varphi = \frac{4\pi\Delta x}{\lambda} \quad (5)$$

其中, Δx 为胸腔运动位移, λ 为毫米波对应的波长。

根据公式 (5) 对雷达回波矩阵进行数据解析, 提取胸廓微动信号。

2 基于谐波陷波器改进 HMLD 的呼吸心跳分离

2.1 雷达回波预处理

为了准确提取人体胸廓目标微动信号, 需要对雷达回波矩阵进行相应的数据预处理。预处理的算法流程图如图 1 所示。

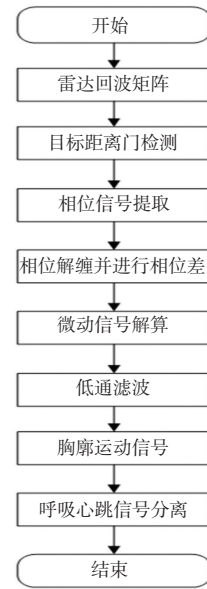


图 1 预处理算法流程图

Fig. 1 Flow chart of preprocessing algorithm

因为雷达天线接收到物体反射的电磁波能量最大, 反映在雷达回波的数据中即信号幅值最大。所以在雷达矩阵的快时间轴上检测信号幅值最大的所在的距离单元, 即目标所在的位置, 可由公式 (6) 表示^[10]。

$$d = \Delta d * n + d_0 \quad (6)$$

其中, Δd 表示距离单元跨度; n 表示所在的距离单元; d_0 表示初始距离。

根据幅值最大检测原理, 在慢时间轴上依次寻找每个脉冲的目标距离单元, 并提取该距离单元目标的相位信号, 最后对提取的相位信号解析提取微

动信号,并进行低通滤波和均值滤波,消除高频和静态噪声。对原始的胸廓微动信号进行滤波处理,提

取得到的信号如图2所示。

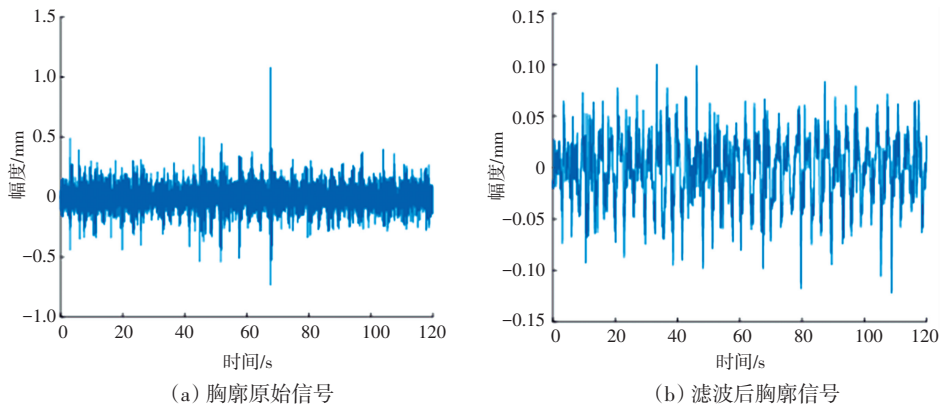


图2 胸廓微动信号提取、滤波后波形

Fig. 2 Thoracic micro motion signal extraction and filtered waveform

2.2 基于谐波陷波器改进的HMLD原理及方法

HMLD算法对胸廓微动信号在 $[0.1, 0.8]$ Hz, $[0.8, 2.0]$ Hz呼吸和心跳检测频段分别进行带通滤波,并在对应的频谱中循环查找信号基频和其他高次谐波频率,进而判断呼吸心跳信号基波频率是否存在,信号基频与谐波频率 f_N 的关系可由公式(7)表示^[11]。

$$f_N = Nf_{base} \quad (7)$$

其中, f_{base} 为信号的基波频率。

由于正常人的呼吸基频在 $[0.1, 0.5]$ Hz,心跳基频在 $[0.8, 2.0]$ Hz,若考虑到呼吸高次谐波的影响,HMLD算法在心跳信号频率中存在检测效率和检测频段约束问题。而基于谐波陷波器改进的HMLD算法可以消除呼吸高次谐波的影响。为进一步提高HMLD算法有效性,忽略呼吸四次谐波和心跳三次谐波的存在,将呼吸和心跳检测频段分别设置为 $[0.1, 1.5]$ Hz, $[0.8, 4.0]$ Hz。

改进的算法主要分为两部分:呼吸频率提取,心跳频率提取,其具体算法步骤如下。

呼吸频率提取:

步骤1 对雷达回波信号预处理,得到胸腔运动信号 $x(t)$;

步骤2 在呼吸检测频段对 $x(t)$ 进行带通滤波和快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform, FFT),获取呼吸检测频段的频谱信号;

步骤3 在频谱图中查找所有的峰值频率;

步骤4 在提取的所有峰值频率中以最大峰值频率作为呼吸信号第一条峰值路径的待定基波频率 f_{R1-1} ;

步骤5 根据公式(5),提取呼吸二次谐波频率

f_{R2-1} 和3次谐波频率 f_{R3-1} ,式(8)和式(9):

$$f_{R2-1} = 2f_{R1-1} \quad (8)$$

$$f_{R3-1} = 3f_{R1-1} \quad (9)$$

步骤6 在频谱图中剔除第一条峰值频率路径 f_{R1-1} , f_{R2-1} 和 f_{R3-1} ,并且寻找最大的峰值频率作为呼吸信号第二条峰值路径的待定基波频率 f_{R1-2} ;

步骤7 重复步骤3~5,为提高检测效率,防止无法找到待定基波的谐波频率,最多查找3条峰值频率路径 P_n ,如公式(10)。

$$P_n = [f_{R1-n}, f_{R1-n}, f_{R1-n}] \quad (n = 1, 2, 3) \quad (10)$$

步骤8 计算每条峰值路径的平均功率,并且以最大的平均功率的峰值路径的待定基波频率估计呼吸频率 f_R ,如公式(11)。

$$f_R = f_{R1-p} \quad (11)$$

其中, p 表示最大平均功率峰值路径的下标。

心跳频率提取:

步骤9 在呼吸频率提取的基础上,胸腔运动信号 $x(t)$ 通过陷波滤波器将呼吸的基波分量和谐波分量滤除得到 $x'(t)$;

步骤10 在心跳信号检测频段上对 $x'(t)$ 进行带通滤波和快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform, FFT),获取心跳检测频段的频谱信号;

步骤11 在心跳频谱图中查找所有的峰值频率;

步骤12 在提取的所有峰值频率中以最大峰值频率作为心跳信号第一条峰值路径的待定基波频率 f_{H1-1} ;

步骤13 根据公式(5),提取心跳二次谐波频率 f_{H2-1} 为

$$f_{H2-1} = 2f_{H1-1} \quad (12)$$

步骤 14 在频谱图中剔除第一条峰值频率路径 $f_{H1,1}$ 和 $f_{H2,1}$, 并且寻找最大的峰值频率作为呼吸信号第二条峰值路径的待定基波频率 $f_{H1,2}$;

步骤 15 重复步骤 10~12, 与呼吸检测相同, 最多查找两条峰值频率路径 P_n' , 为

$$P_n' = [f_{H1,n}, f_{H2,n}] (n = 1, 2) \quad (13)$$

步骤 16 计算每条峰值路径的平均功率, 并且以最大的平均功率的峰值路径的待定基波频率估计心跳频率 f_H , 即式(14):

$$f_H = f_{H1,p'} \quad (14)$$

基于谐波陷波器改进的 HMLD 算法流程图如图 3 所示。

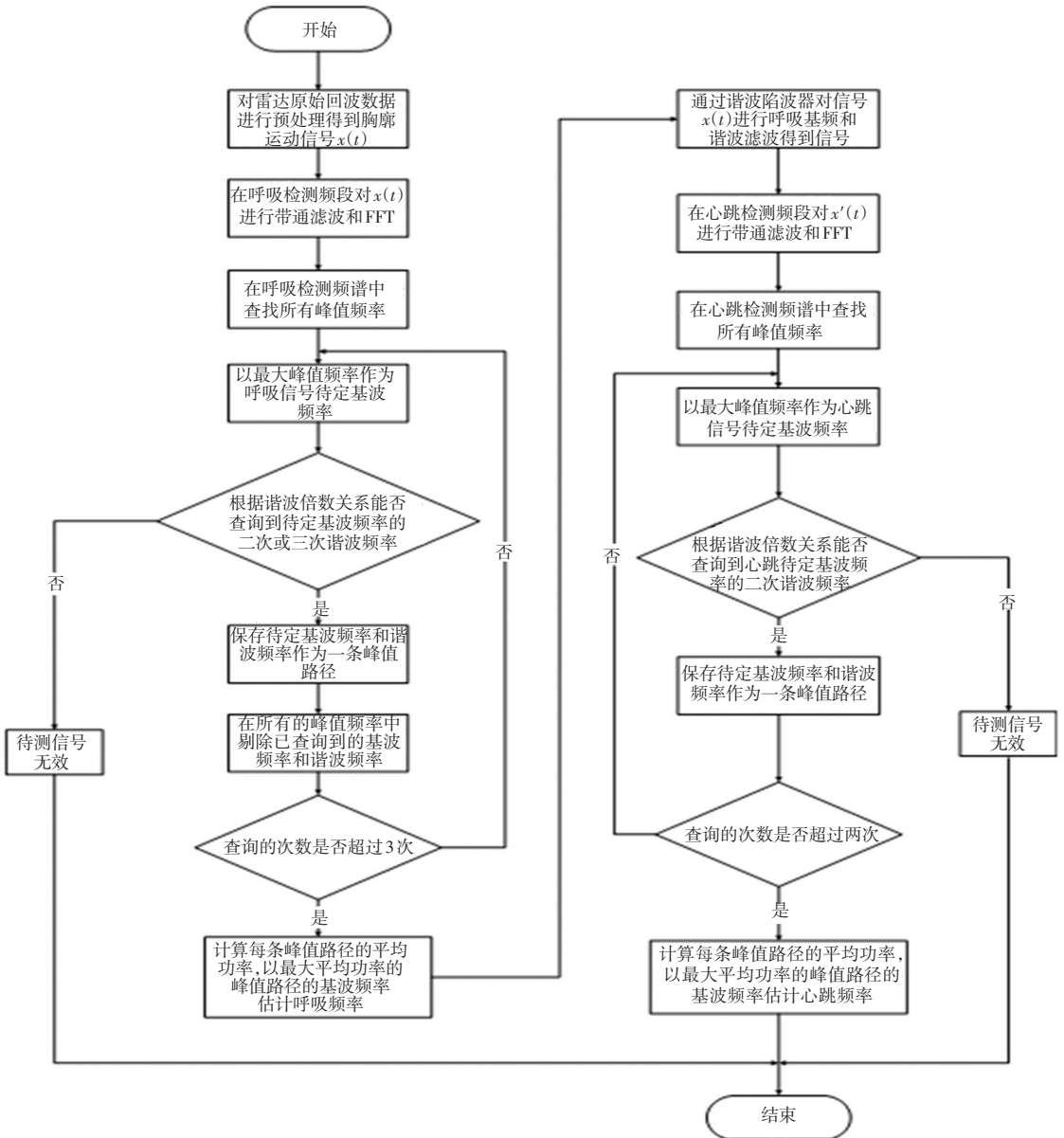


图 3 基于谐波陷波器改进的 HMLD 算法流程图

Fig. 3 Flow chart of improved HMLD algorithm based on harmonic notch filter

2.3 谐波陷波器设计

本文数据基于 MATLAB 软件平台处理的, 所以陷波滤波器的传递函数分子和分母系数可以通过 MATLAB 的库函数获取。在实际的信号处理过程中, 有效的数据频率在 $[0.1, 2]$ Hz, 而且数据在进行 FFT 后存在频谱泄露问题, 所以对陷波器的参数设

置有一定的要求。经过多次的实验验证, 本文中将陷波滤波器阶数设置为 8 阶, 滤波器的带宽设置为 0.04 Hz, 并且利用 MATLAB 软件上绘制出 1.0 Hz 和 0.3 Hz 的陷波器幅值响应曲线如图 4 所示, 可以看到该陷波器陷波深度达到了 100 dB, 能够实现对单一频率信号滤除, 且对频率周围其他信号影响较小。

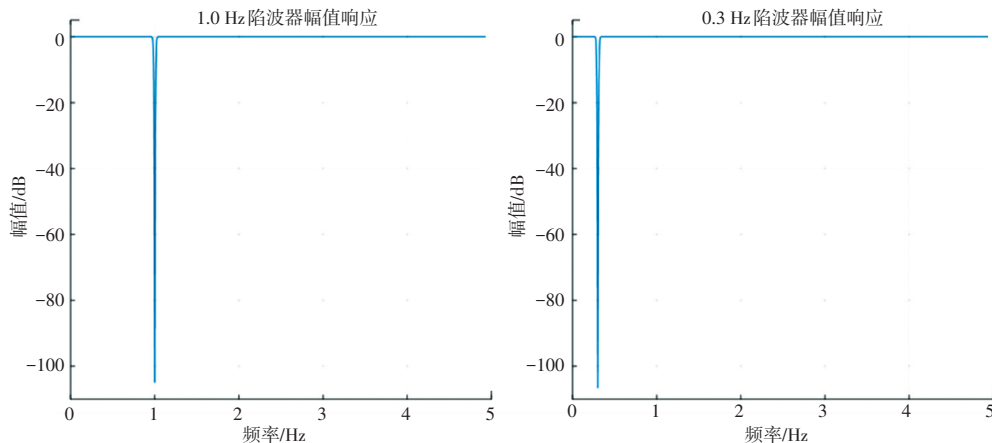


图4 1.0 Hz及0.3 Hz陷波器幅值响应曲线

Fig. 4 Amplitude response curve of 1.0 Hz and 0.3 Hz notch filter

2.4 基于连续小波逆变换的信号重构

连续小波逆变换可以在信号的任意的时频位置对小波系数进行修改^[12]。所以可以对提取的人体呼吸心跳频率在原始的胸腔运动信号中重构呼吸和心跳的时域信号。本文采用 Morlet 小波基函数对呼吸和心跳信号进行分析,因为 Morlet 小波具有良好的时频局部化特性且形状与心跳信号相近^[13],小波变换公式(15):

$$c = Wf(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \exp(iw_0(\frac{t-b}{a})) \exp(-\frac{(t-b)^2}{2a^2}) dt \quad (15)$$

其中, a 表示尺度参数; b 为平移参数; w_0 为 Morlet 母小波中心频率。

根据 Morlet 小波转换公式进行呼吸和心跳信号重构,具体步骤如下:

(1) 根据谐波消除改进的 HMLD 算法提取的呼吸或心跳频率 f , 设置小波变换的频率范围 $[f - BW, f + BW]$, BW 为陷波滤波器的带宽;

(2) 根据频率转换尺度的关系, 计算尺度参数 a , 公式(16):

$$a = \frac{w_0}{f_s \cdot f} \quad (16)$$

其中, w_0 为 Morlet 母小波中心频率, f_s 为信号采样频率, $f \in [f - BW, f + BW]$, 将频率范围等间隔离散化成 $[f_1, f_2, \dots, f_n]$, 即可获得尺度序列 $S = [a_1, a_2, \dots, a_n]$ 。

(3) 根据不同尺度的 Morlet 小波函数对胸腔运动信号 $x(t)$ 进行小波变换, 得到小波系数矩阵 C ;

(4) 通过系数矩阵 C 进行小波逆变换, 获得重构信号 $r(t)$ 。

3 实验及结果分析

3.1 实验设计

本文采用自主设计的单通道的雷达信号采集系统进行实验信号采集。系统由模拟前端、主控模块及信号调理电路组成。其中模拟前端采用脉冲相干式 A111 毫米波雷达芯, 该芯片工作频率为 60 GHz, 波长 $\lambda = 5$ mm, 检测范围为 $[0.2, 0.8]$ m, 距离单元跨度 $\Delta x = 0.48$ mm, 系统的采样率为 50 Hz。实验选取 3 名平均年龄为 24 岁的成年人作为实验对象, 在初始位置 $d_0 = 0.6$ m 采集原始雷达回波信号, 并用小米手环的实时监测心率值作为实验的心跳参考信号, 每次采集时间为 2 min。实验场景如图 5 所示。



图5 实验场景图

Fig. 5 Experimental scene

3.2 呼吸心跳分离

选取测试对象 1 的雷达回波数据对提取到的胸腔运动信号进行呼吸心跳信号分离。根据谐波陷波器改进的 HMLD 算法, 先对呼吸的检测频段进行带

通滤波, 并进行 FFT 得到呼吸检测频谱, 如图 6 所示。

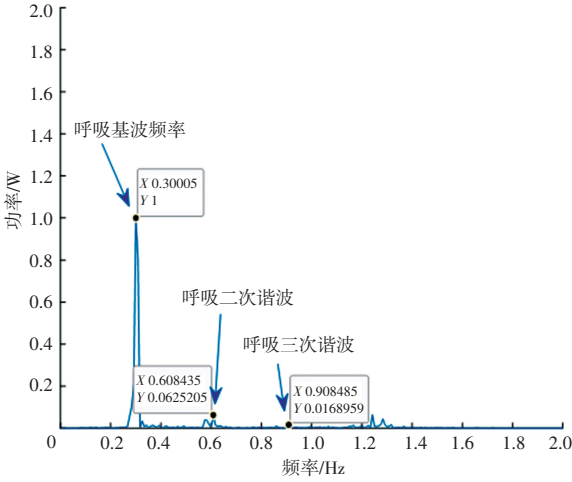


图 6 呼吸检测频谱

Fig. 6 Respiratory detection spectrum

在呼吸检测频谱中查找平均功率最大的呼吸峰值路径为 $P = [0.300\ 5, 0.608\ 40, 0.908\ 5]$, 因此此时呼吸频率为峰值路径下的基波频率 $f_R = 0.300\ 5\ \text{Hz}$ 。对于心跳频率的提取, 先将呼吸的基波频率、二次谐波和三次谐波消除掉, 然后在心跳检测频段进行带通滤波和 FFT, 得到心跳信号检测频谱图如图 7 所示。

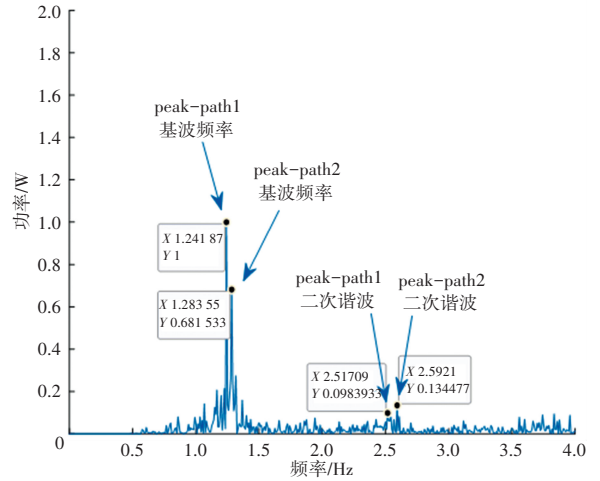


图 7 心跳检测频谱

Fig. 7 Heartbeat detection spectrum

在心跳信号频谱中查找存在心跳峰值路径有 $P'_1 = [1.241\ 9, 2.517\ 1], P'_2 = [1.283\ 5, 2.592\ 1]$, 两条峰值路径下对应的功率值为 $W'_1 = [1.0, 0.098\ 4], W'_2 = [0.681\ 5, 0.134\ 5]$, 计算出 P'_1 峰值路径平均功率大于 P'_2 峰值路径的平均功率, 因此估计的心跳频率为 P'_1 峰值路径下的基波频率 $f_H = 1.241\ 9\ \text{Hz}$ 。

根据提取的呼吸频率 f_R 和心跳频率 f_H , 通过连续小波逆变换进行呼吸和心跳时域信号重构, 结果如图 8 所示, 可以观察到重构后的呼吸和心跳信号整体趋势平稳、光滑。

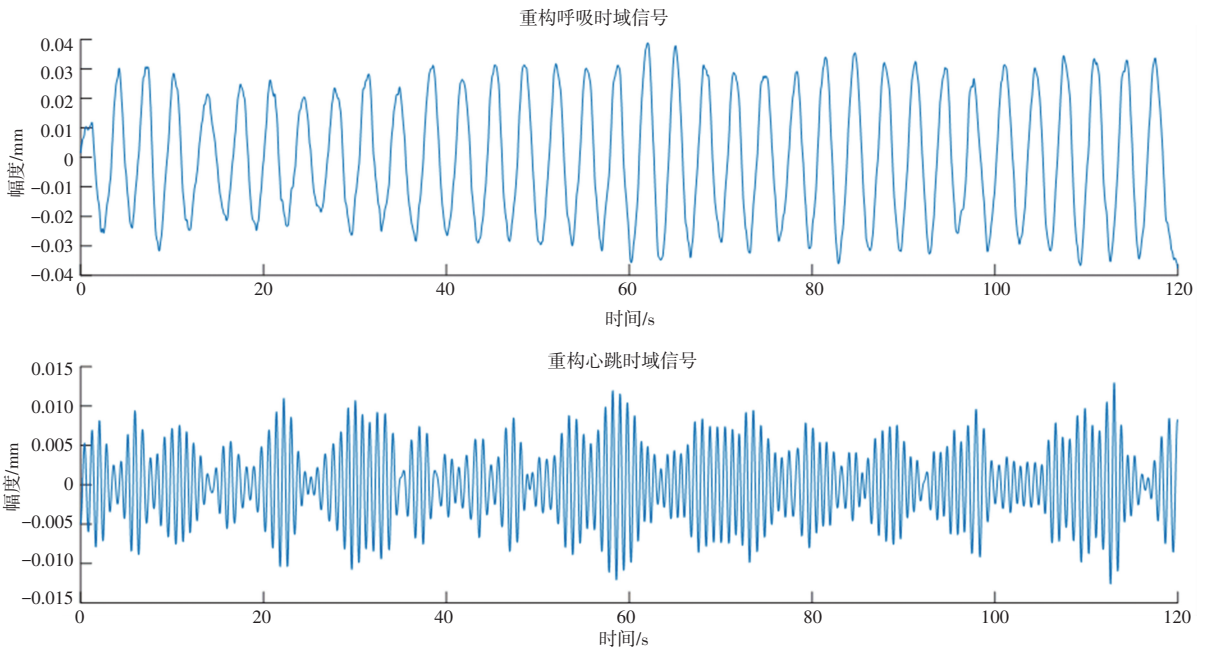


图 8 呼吸心跳时域信号重构

Fig. 8 Time domain signal reconstruction of respiration and heartbeat

3.3 结果分析

本文采用变分经验模态分解 (Variational Mode Decomposition, VMD) 算法对每名测试对象进行呼吸心跳分离, 并对提取的结果进行信噪比 (Single Noise Ratio, SNR) 比较, 公式 (17):

$$SNR = 10 \lg \left(\frac{s^2(l)}{\sum s^2(f) - s^2(l)} \right) \quad (17)$$

其中, $s^2(l)$ 表示提取信号频谱峰值的功率,

$\sum s^2(f)$ 为信号频谱的功率和。

基于谐波陷波器改进的 HMLD 算法与 VMD 算法提取心跳的结果见表 1。

通过表 1 可知, 3 名测试对象采用改进的 HMLD 算法提取心跳频率误差率分别为 4.61%、11.5%、7.78%, 提取心跳信号信噪比相比于 VMD 平均提高了 2.66 dB, 因此采用谐波陷波器改进的 HMLD 算法提取的呼吸和心跳信号更为准确。

表 1 基于陷波器改进 HMLD 与 VMD 算法的实验结果

Tab. 1 Experimental results of improved HMLD and VMD algorithm based on notch filter

测试对象	参考心率/ Hz	基于谐波陷波器改进的 HMLD 算法			VMD 算法			算法比较 信噪比较/dB
		心率/Hz	误差率/%	信噪比/dB	心率/Hz	误差率/%	信噪比/dB	
1	1.30	1.24	4.61	0.31	1.21	6.92	-0.26	+0.57
2	1.13	1.00	11.50	-3.93	1.02	9.73	-6.57	+2.64
3	0.99	1.06	7.78	-0.07	1.06	7.78	-4.84	+4.77

4 结束语

本文针对基于毫米波雷达生命体征信号检测中存在呼吸谐波导致呼吸心跳难以分离的问题, 提出了一种基于谐波陷波器改进的 HMLD 算法在信号频谱中提取呼吸和心跳频率。首先, 对 3 名测试对象进行雷达回波预处理提取胸廓微动信号; 其次, 采用 HMLD 算法提取呼吸频率, 采用谐波陷波器消除呼吸谐波, 再根据 HMLD 算法提取心跳频率; 最后, 对提取的呼吸和心跳频率进行连续小波逆变换, 对时域信号进行重构。结果表明, 提取的心跳频率误差率在 11.5% 以内, 心跳信噪比相比于 VMD 平均提高了 2.66 dB, 说明基于谐波陷波器改进 HMLD 算法能够准确的提取呼吸心跳信号, 为基于毫米波雷达的高精度生命体征信号检测提供了一种有效的研究方法。

参考文献

- [1] 陈泉. 非接触式生命信号特征提取方法研究 [D]. 南京: 南京理工大学, 2016.
- [2] 蒋腾, 祝民鹏. 基于连续小波变换的多数据心率提取方法 [J]. 现代雷达, 2019, 41(5): 5.
- [3] VAN NGUYEN, ABDUL Q. JAVAID, et al. Harmonic Path (HAPA) algorithm for non-contact vital signs monitoring with IR-UWB radar [C] // IEEE Biomedical Circuits & Systems

- Conference. IEEE, 2013: 147-149.
- [4] VAN NGUYEN, ABDUL Q. JAVAID, et al. Spectrum-averaged Harmonic Path (SHAPA) algorithm for non-contact vital sign monitoring with ultra-wideband (UWB) radar [J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2014, 2014: 2241-2244.
- [5] ZHANG Y, LI X, 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, 8: 38786-38793.
- [6] 张怡. 基于 UWB 雷达的多功能应用算法研究 [D]. 北京: 北京邮电大学, 2020.
- [7] LIANG X, ZHANG H, FANG G, et al. An Improved Algorithm for Through-Wall Target Detection Using Ultra-Wideband Impulse Radar [J]. IEEE Access, 2017, 5: 22101-22118.
- [8] SHEN H, XU C, 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.
- [9] Adeel Ahamad, June Chul Roh, et al. Vital signs monitoring of multiple people using a FMCW millimeter-wave sensor [C] // IEEE Radar Conference (RadarConf18). IEEE, 2018: 1450-1455.
- [10] 夏映湖. 基于谱估计的非接触式生命体征检测算法研究 [D]. 南京: 南京理工大学, 2015.
- [11] LAZARO A, GIRBAU D, VILLARINO R. Analysis of vital signs monitoring using an IR-UWB radar [J]. Progress In Electromagnetics Research, 2010, 100: 265-284.
- [12] 谢皓宇, 本田利器, 郑万山. 复连续小波变换实现地震波在任意时-频域随机相位的方法 [J]. 地震研究, 2019, 42(4): 510-515.
- [13] 侯宛伶. 基于毫米波雷达的驾驶员疲劳检测方法研究 [D]. 大连: 大连理工大学, 2019.