

DOI: 10.13382/j.jemi.B2003126

基于 N 次峰值捕捉的超宽带雷达生命体征检测*

杨国成 余慧敏

(湖南师范大学 信息科学与工程学院 长沙 410006)

摘要:针对心跳信号易被呼吸谐波和其他噪声干扰而难以提取的问题,提出基于 N 次峰值捕捉的生命体征检测算法。首先对雷达接收信号进行平均相消法处理滤除静止杂波;接着利用距离门选择算法提取出体表振动信号;然后对体表振动信号进行低通滤波和自相关处理去除随机噪声;最后,在提取呼吸频率的基础上抑制其高次谐波,进而在心跳频段捕捉 M 个峰值频率,并迭代 N 次统计心跳频段出现最多次数的峰值频率作为心跳频率。仿真结果表明,该算法相对于离散傅里叶变换(discrete Fourier transform, DFT)算法具有更高的测量精度和更好的抗干扰能力,可有效应用于生命体征检测领域。

关键词:超宽带雷达;生命体征;心跳信号;峰值捕捉

中图分类号: TN958.1 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.70

Vital sign detection of ultra-wideband radar based on N peaks capture

Yang Guocheng Yu Huimin

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

Abstract: Aiming at the problem that the heartbeat signal is easily interfered by respiratory harmonics and other noises and difficult to extract, a vital sign detection algorithm based on N peak capture is proposed. First, the radar signal received by the average cancellation method to filter out static clutter, and it uses the range gate selection algorithm to extract the body surface vibration signal; then it performs low-pass filtering and autocorrelation processing on the body surface vibration signal to remove random noise. On the basis of extracting the breathing frequency, its higher harmonics are suppressed, and M peak frequencies are captured in the heartbeat frequency band, then the peak frequency of the maximum number of occurrences of the heartbeat frequency band is calculated iteratively N times as the heartbeat frequency. Simulation results show that the algorithm has higher measurement accuracy and better anti-interference ability than the discrete Fourier transform (DFT) algorithm, and can be effectively used in the field of vital signs detection.

Keywords: UWB radar; vital signs; heartbeat signal; peak capture

0 引言

生命体征作为衡量健康状况的一项重要指标,可用于辨别是否存在生命以及当前生命体的生理机能,主要指呼吸、心率、体温、脉搏、血压等^[1-4]。生命体征的不正常变化往往伴随着生命危险,因此,能够准确及时的测量生命体征信息在健康管理和医疗救助等方面有着十分重要的意义^[5-6]。

生命体征检测是通过发射电磁波信号穿透非金属障

碍物,提取电磁回波中与呼吸和心跳相关的体征信息,估计相关参数,进而重构生命体征波形的非接触检测技术^[7-9]。超宽带雷达因其距离分辨率高、穿透能力强、抗干扰等优势,在生命体征检测中发挥越来越重要的作用,基于超宽带雷达的生命体征检测系统在健康监护和医疗救助等领域有着广阔的应用前景^[10-11]。早期阶段,学者已经完成了一些生命体征检测的研究工作^[12-13]。文献[14]利用高斯噪声的高阶累积量为零的先验事实,通过计算回波信号的多个高阶累积量有效滤除噪声。文献[15]提出频谱的加权累积算法,该算法可以在 2 s 内

提取低信噪比条件下的呼吸频率,给呼吸信号的实时监测提供一种新的思路。文献[16]提出一种改进型超宽带雷达的生命体征检测系统,该系统对回波信号的标准偏差进行短时傅里叶变换(short-time Fourier transform, STFT),然后通过聚类经验模式分解(ensemble empirical mode decomposition, EEMD)频域累积来检测生命体征参数,提高了呼吸频率检测的准确性。上述文献可以准确测量呼吸信号,但由于心跳运动的强度相对较小,弱心跳信号总是被强呼吸谐波或其他杂波所覆盖,仅凭现有的算法很难准确检测到心跳信息^[17-18]。

本文提出基于 N 次峰值捕捉的生命体征检测算法。该算法利用信号处理滤波算法去除杂波和噪声;接着提取呼吸频率并抑制其高次谐波,最后迭代 N 次统计心跳频段出现最多次数的峰值频率作为心跳频率。同时,在测量精度和不同信噪比下的测量准确度方面,将本文算法与离散傅里叶变换(discrete Fourier transform, DFT)算法进行对比。

1 生命体征模型

人体呼吸和心跳运动将带来人体胸部表面的周期性振动,进而带来天线到人体胸部表面之间距离的周期性波动^[19-20]。天线到人体胸部表面的瞬时距离可以表示为:

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

式中: d_0 为天线到胸部表面的平均距离; A_r 和 A_h 分别为呼吸和心跳运动的幅度; f_r 和 f_h 分别为呼吸和心跳运动的速率。雷达信号的传播时延随着天线到胸部表面距离的变化而变化,如式(2)所示。

$$\tau_v(t) = \frac{2d(t)}{v_0} = \tau_0 + \tau_r \sin(2\pi f_r t) + \tau_h \sin(2\pi f_h t) \quad (2)$$

式中: v_0 为电磁波在空气中的传播速度。

假设除了人体呼吸和心跳运动之外,其他周围物体都是静止的,单位冲激响应为人体目标响应和其他静止目标响应之和,表示为:

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

式中: $\delta(\tau)$ 为冲激函数; α_v 和 τ_v 为人体目标的反射系数和传播时延; α_i 和 τ_i 为第 i 个目标的反射系数和传播时延。

雷达接收信号为发射脉冲和信道脉冲的卷积加上高斯噪声,可表示为:

$$r(t, \tau) = s(t, \tau) * h(t, \tau) + n(t, \tau) = \alpha_v s(\tau - \tau_v(t)) + \alpha_i s(\tau - \tau_i) + n(t, \tau) \quad (4)$$

式中: $s(t, \tau)$ 为发射脉冲,为一阶高斯脉冲信号; $n(t, \tau)$ 为高斯噪声。接着对雷达接收信号进行离散化处理,可以得到:

$$R(m, n) = r(m\delta_r, nT_s) = \alpha_v s(m\delta_r - \tau_v(nT_s)) + \sum_i \alpha_i s(m\delta_r - \tau_i) + n(m\delta_r, nT_s) \quad (5)$$

其中, $t = nT_s$ 为慢时间, n 为慢时间离散采样点, T_s 为慢时间采样间隔; $\tau = m\delta_r$ 为快时间, m 为快时间离散采样点, δ_r 为快时间采样间隔。

雷达接收信号的建模过程,如图1所示。超宽带雷达发射一阶高斯脉冲信号,经人体胸部表面的周期性振动对脉冲信号进行频率和相位调制,再经过多径信道传播模型,并产生环境随机噪声,最后由接收天线接收包含静止杂波的超宽带雷达接收信号。

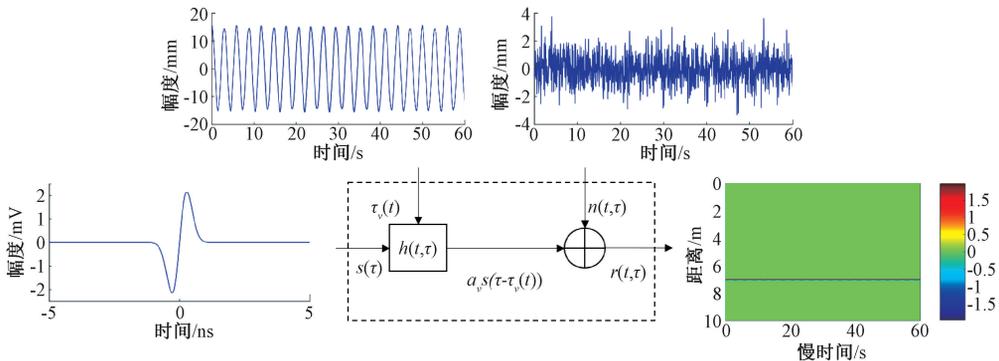


图1 接收信号的建模过程

Fig. 1 The modeling process of the received signal

2 检测算法

N 次峰值捕捉的生命体征检测算法主要包括两部

分,时域预处理和 N 次峰值捕捉。如图2所示,时域预处理分为3步,首先对接收信号进行平均相消法滤除信号中的静态杂波;接着利用距离门选择算法选择最大能量距离门所对应的慢时间信号,提取作为体表振动信号;最

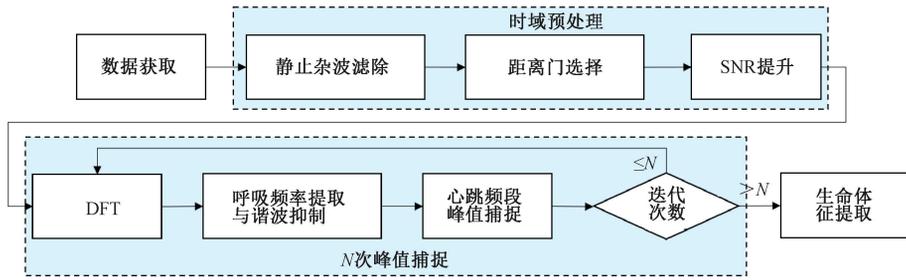


图 2 检测算法流程

Fig. 2 Detection algorithm flow

后对体表振动信号进行频域低通滤波和自相关处理,提升信号的信噪比。 N 次峰值捕捉分为 4 步,首先对滤波和自相关处理后的信号进行 DFT 处理获得信号的频域图;接着在呼吸频段捕捉峰值频率作为呼吸频率,在此基础上利用陷波滤波器组滤除 2~4 次谐波;然后在心跳频段捕捉 M 个峰值频率;最后重复迭代前 3 步 N 次,统计其中出现次数最多的峰值频率作为心跳频率。

2.1 时域预处理

1) 静止杂波滤除。其实现的过程为首先对所有接收脉冲求平均得出参考接收脉冲,接着利用每一束接收脉冲减去参考接收脉冲就可以得到目标回波信号。参考接收脉冲的表达式为:

$$C(m) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R(m, i) \tag{6}$$

式中: i 为快时间采样点; m 为慢时间采样点。平均相消法的公式为:

$$R(m, n) = R(m, n) - C(m) \tag{7}$$

2) 距离门选择。距离门选择算法通常指最大能量距离门选择算法,首先计算每个距离门的能量,然后选择最大能量距离门所对应慢时间信号作为体表振动信号。每个距离门的能量计算公式如式(8)所示。

$$E(m) = \sum_{i=1}^N R(m, i)^2 \tag{8}$$

式中: m 为距离门标号; N 为快时间采样点总数; $R(m, i)$ 为第 m 个距离门、第 i 个快时间采样点的幅度值。体表振动信号的提取公式如下:

$$s(n) = R(\hat{m}, n), \hat{m} = \underset{m}{\operatorname{argmax}} E(m) \tag{9}$$

3) 信噪比(signal noise ratio, SNR) 提升。本文使用两种主要算法来改善体表振动信号的 SNR,增强信号的生命体征为频域滤波和信号自相关处理。

低通滤波,人体目标的呼吸频段和心跳频段分别为 0.1~0.5 Hz 和 0.83~3.3 Hz,存在于低频段,随机噪声主要存在于高频段,这里使用巴特沃斯低通滤波器滤除随机噪声。

信号自相关,体表振动信号中的有效信号是周期性分布的,而噪声是随机分布的。接着对信号进行自相关处理滤除随机噪声,将周期性信号保留下来,其公式为:

$$s(n') = E[s(n_1)s(n_2)] \tag{10}$$

式中: n_1, n_2 为慢时间采样点, $n' = n_1 - n_2$, 且 $0 \leq n_1, n_2 \leq N - 1$ 。

时域预处理的整体流程如图 3 所示,可以看出体表振动信号已经成功提取,并且有效滤除噪声和其他杂波。

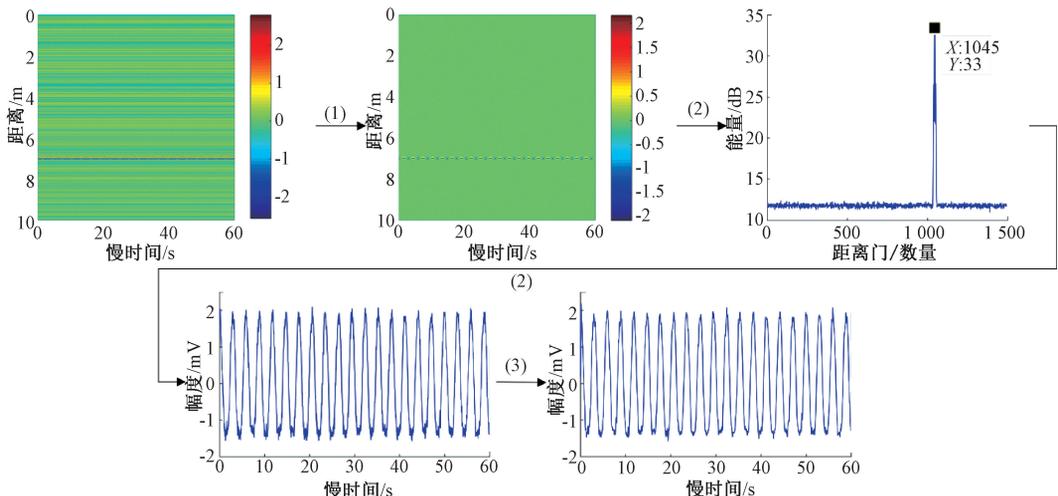
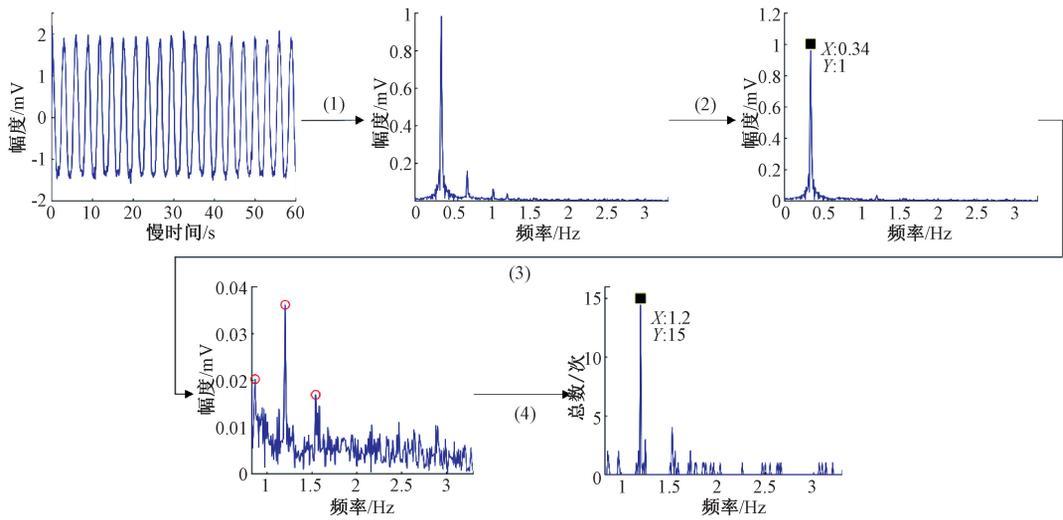


图 3 时域预处理的流程

Fig. 3 Time-domain preprocessing flow

图 4 N 次峰值捕捉的流程Fig. 4 Flow of N times peak capture

2.2 N 次峰值捕捉

1) DFT 处理

对体表振动信号进行 DFT 处理以获得信号的频域波形,其实现公式为:

$$S(k) = \sum_{n=0}^{N-1} s(n) \left(\cos 2\pi k \frac{n}{NFFT} - j \sin 2\pi k \frac{n}{NFFT} \right) \quad (11)$$

式中: $S(k)$ 为频域信号; $s(n)$ 为时域信号; N 为采样点数。则频域信号的频率分辨率为:

$$\Delta f_s = \frac{1}{NFFT \cdot T_s} \quad (12)$$

式中: T_s 为脉冲重复周期。

2) 呼吸频率提取与谐波抑制

呼吸频率提取。呼吸运动和心跳运动振动幅度分别为 10~20、0.3~0.7 mm,可以看出呼吸运动的振动幅度要远远大于心跳运动的振动幅度,所以接收信号主要受到呼吸运动的影响,这里考虑先提取呼吸频率再提取心跳频率。已知呼吸频率范围为 0.1~0.5 Hz,并且呼吸频率是呼吸频段的峰值频率,其提取公式为:

$$[S(k_{\max}), k_{\max}] = \max(S(k)), 0.1 \leq k \cdot \Delta f_s \leq 0.5 \quad (13)$$

式中: $k \cdot \Delta f_s$ 为峰值频率; $S(k_{\max})$ 为峰值幅度。

谐波抑制。由于回波信号的分析方式,体表振动信号中包含呼吸基波、呼吸谐波、心跳基波和心跳谐波,如果在获得呼吸频率后直接提取心跳频率,在呼吸谐波的干扰下测量将会产生误差。因此在提取呼吸频率之后对呼吸谐波进行抑制,呼吸谐波的幅度随着次数增加呈现下降的趋势,而一般 2~4 次呼吸谐波落在心跳频段,并且 n 次呼吸谐波的频率值是呼吸基波频率的 n 倍。接着

使用陷波滤波器组对 2~4 次呼吸谐波进行滤除,陷波滤波器的带宽设置为 0.02 Hz。

3) 心跳频段峰值捕捉

已知心跳频率范围为 0.83~3.3 Hz,在获得呼吸频率后,接下来提取心跳频率范围内的 M 个峰值频率,这里心跳频率范围内峰值频率的提取参照式(13)。

4) N 次迭代

为了减少呼吸谐波的干扰,同时也为了避免峰值捕捉算法在单次测量中的偶然性,本节将依据频谱上某峰值坐标在 N 次迭代中出现的概率来提取心跳频率。因为多次呼吸谐波的幅度可能大于心跳幅度,并且陷波滤波器不能够完全滤除谐波,在 N 次迭代中,心跳频率选择的主要标准不是峰值的大小,而是 N 次迭代中该峰值坐标的重复次数。在心跳频率范围内选择 M 个峰值,并将前 3 步操作重复进行 N 次。

在以前的研究中,呼吸频率的提取只考虑了当次频谱,在新算法中将纳入了先前体表振动信号中的 $N-1$ 次频谱信息,以准确提取心跳频率。该算法是在心跳频率不会突然变化的前提下设计的,如果心跳频率突然变化,则可能导致估计产生错误。在抑制呼吸谐波的基础上,于心跳频段内寻找峰值频率,采用多次迭代的算法提高了提取呼吸频率和心跳频率的准确率和稳定性。

在提取呼吸频率和抑制多次呼吸谐波的基础上,首先在心跳频段 0.83~3.3 Hz 寻找 3 个峰值,然后再向之前 $N-1$ 次频谱寻找 3 个峰值频率,统计 N 次出现次数。最后找出重复次数最多的频率,如果两个或多个频率出现的次数相同,则取这些频率在 N 次中的平均幅度最高的。这个统计出来的频率就是心跳频率。

N 次峰值捕捉的算法步骤如表 1 所示,流程如图 4

所示,通过对体表振动信号进行 N 次峰值捕捉算法的处理,提取出被测目标呼吸频率和心跳频率。

表 1 N 次峰值捕捉的算法步骤

Table 1 Algorithm steps of N times peak capture

算法: N 次峰值捕捉

- 1) 开始第 1 次迭代,初始化 $t=1$;
- 2) 根据信号的频谱,在呼吸频段内(0.1~0.5 Hz)寻找峰值,此峰值频率作为呼吸频率;
- 3) 采用陷波滤波器组滤除 2~4 次呼吸谐波;
- 4) 在心跳频段内(0.83~3.3 Hz)寻找 M 个峰值频率;
- 5) 如果 $t=N$,进行步骤 6),否则 $t=t+1$,重新进行步骤 2);
- 6) 完成 N 次迭代后,统计出现次数最多的峰值频率;
- 7) 如果某一频率出现次数最多,选择它作为心跳频率,如果某两个或多个频率出现次数相同,则对比出现次数相同频率的平均幅度。

3 仿真结果与分析

3.1 仿真设置

本节通过对基于 N 次峰值捕捉的生命体征检测算法进行 MATLAB 仿真进而体现其可行性及优势。在仿真中使用一阶高斯脉冲信号作为发射脉冲对单个目标进行测量,并将高斯噪声和静止杂波添加到接收信号中模拟现实场景。其中,胸部距天线距离为 7 m,快时间采样点为 1 494,慢时间采样点为 1 200,呼吸振动幅度为 15 mm,心跳振动幅度为 0.6 mm,呼吸频率为 0.34 Hz,心跳频率为 1.2 Hz,脉冲重复时间为 0.05 s,总共发射脉冲 20 s,高斯噪声信噪比为 2 dB。

3.2 仿真结果分析

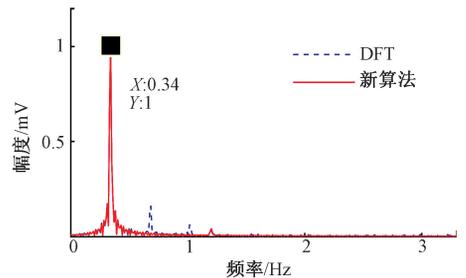
如图 5 所示,可以看出新算法测得的呼吸和心跳频率为 0.34 和 1.20 Hz,与仿真参数一致,而 DFT 算法虽然准确测出呼吸频率,却将呼吸 3 次谐波作为心跳频率。本文将呼吸和心跳频率的检测误差分为 1、2 和 3 次/min 三种类型,分别进行 100 次仿真实验统计测量检测误差,如图 6 所示,新算法在呼吸和心跳的检测误差上都要优于 DFT 算法。如表 2 所示,为呼吸心跳频率检测的均方根误差,新算法所测量生命体征的均方根误差都要低于 DFT 算法。

表 2 生命体征的均方根误差分析

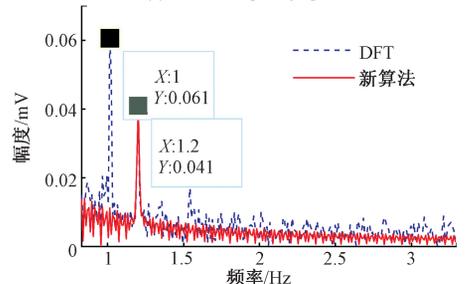
Table 2 RMSE of vital sign

	呼吸频率	心跳频率
新算法	0.029 7	0.163 6
DFT 算法	0.056 6	0.452 0

为了体现本文算法的抗干扰能力,在信噪比-12~8 dB 的环境下,重复进行 100 次仿真实验并统计测量准



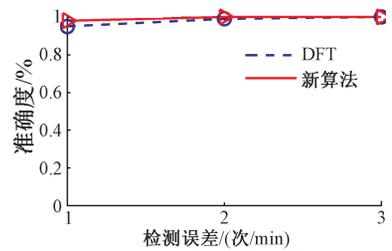
(a) 呼吸频率频谱图
(a) Breath frequency spectrum



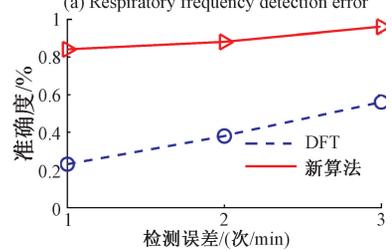
(b) 心跳频率频谱图
(b) Heartbeat frequency spectrum

图 5 生命体征信息

Fig. 5 Vital sign information



(a) 呼吸频率检测误差



(b) 心跳频率检测误差

图 6 检测误差分析

Fig. 6 Root mean square error analysis of vital signs

确率。如果测量误差在 0.1 Hz 以内,就视为检测准确,在该范围以外则视为检测错误,从而分析环境噪声对不同算法检测准确性的影响程度。如图 7 所示,在不同信噪比下,新算法的呼吸和心跳频率检测准确度都要高于 DFT 算法。仿真结果表明,本文提出的基于 N 次峰值捕捉的生命体征检测算法,与 DFT 算法相比在生命体征(呼吸和心跳)的测量上具有更高的精度,同时具有更高

的抗干扰能力。

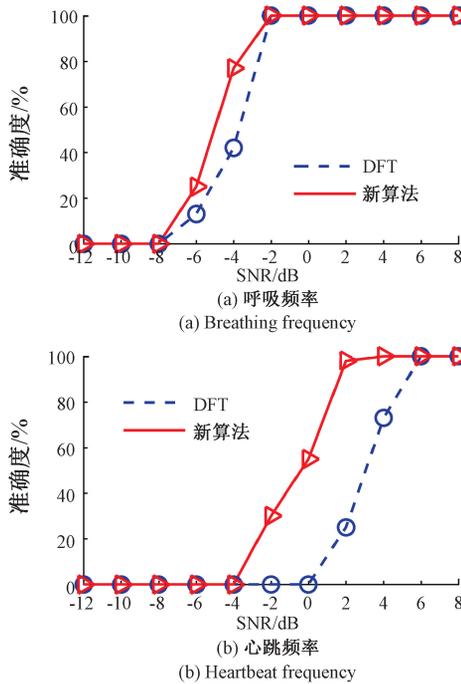


图 7 不同信噪比下的呼吸心跳频率检测准确度

Fig. 7 Accuracy of detection of respiratory heartbeat frequency under different signal-to-noise ratios

4 结论

本文提出一种基于 N 次峰值捕捉的生命体征检测算法,很好解决心跳信号因被噪声干扰而难以提取的问题。仿真结果表明,与 DFT 算法相比,该算法提取的生命体征有着得更高的精度和更好的稳定性,可以有效去除单次测量带来的偶然性,同时具有更高的抗噪声干扰能力。但当面对更加复杂多样的环境时,应该进一步研究如何抑制检测目标的随机晃动以及肢体运动对呼吸心跳测量的影响,提高生命体征提取的准确性。

参考文献

[1] 刘震宇, 陈惠明, 陆蔚, 等. 基于改进经验模态分解的雷达生命信号检测[J]. 仪器仪表学报, 2018, 39(12):171-178.
LIU ZH Y, CHEN H M, LU W, et al. Radar life signal detection based on improved empirical mode decomposition [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2018, 39(12):171-178.

[2] 郑红梅, 葛森, 陈科, 等. 基于 FCEEMD 的心跳信号和呼吸信号分离研究[J]. 电子测量与仪器学报, 2017, 31(11):1809-1814.
ZHENG H M, GE M, CHEN K, et al. Research on separation of heartbeat signal and respiratory signal based

on FCEEMD [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2017, 31(11):1809-1814.

- [3] PITTELLA E, ZANAJ B, PISA S, et al. Measurement of breath frequency by body-worn UWB radars: A comparison among different signal processing techniques [J]. IEEE Sensors Journal, 2017, 17(6):1772-1780.
- [4] PITTELLA E, PISA S, CAVAGNARO M, et al. Breath activity monitoring with wearable UWB radars: Measurement and analysis of the pulses reflected by the human body [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2016, 63(7):1147-1154.
- [5] 刘琪, 晋良念, 张燕, 等. 超宽带雷达人体呼吸在线检测系统设计[J]. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(10):1606-1614.
LIU Q, JIN L N, ZHANG Y, et al. Design of an ultra-wideband radar human respiratory online detection system[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2016, 30(10):1606-1614.
- [6] BALDI M, CERRI G, CHIARALUCE F, et al. Non-invasive UWB sensing of astronauts' breathing activity[J]. Sensors, 2015, 15(1):565-591.
- [7] LIU Z J, LIU L B, BARROWES B. The application of the Hilbert-Huang transform in through-wall life detection with UWB impulse radar [J]. Piers Online, 2010, 6(7):695-699.
- [8] LI J, LIU L B. Simulation and signal processing of UWB radar for human detection in complex environment [C]. International Conference on Ground Penetrating Radar (GPR), 2012:209-213.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] 戴舜, 朱方, 徐艳云, 等. 基于 PCA 与 EMD 的超宽带雷达生命信号检测算法[J]. 电子学报, 2012, 40(2):344-349.
DAI SH, ZHU F, XU Y Y, et al. Ultra-wideband radar life signal detection algorithm based on PCA and EMD [J]. Acta Electronica Sinica, 2012, 40(2):344-349.

- [12] KHAN F, CHO S. A detailed algorithm for vital sign monitoring of a stationary/non-stationary human through IR-UWB radar[J]. *Sensors*, 2017, 17(2):511-514.
- [13] REN L, WANG H, NAISHADHAM K, et al. Phase-based methods for heart rate detection using UWB impulse Doppler radar [J]. *IEEE Transactions on Microwave Theory & Techniques*, 2016, 64(10):3319-3331.
- [14] XU Y Y, DAI S, WU S Y, et al. Vital sign detection method based on multiple higher order cumulant for ultra-wideband radar [J]. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, 2012, 50(4):1254-1265.
- [15] 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*, 2015, 10(3):468-476.
- [16] LIANG X L, ZHANG H, YE S B, et al. Improved denoising method for through-wall vital sign detection using UWB impulse radar[J]. *Digital Signal Processing*, 2018, 74(5):72-93.
- [17] NAISHADHAM K, PIOUS 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.
- [18] WANG J Y, WANG X, CHEN L, et al. Noncontact distance and amplitude-independent vibration measurement based on an extended DACM algorithm [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*,

2014, 63(1):145-153.

- [19] DUAN Z Z, LIANG J. Non-contact detection of vital signs using a UWB radar sensor [J]. *IEEE Access*, 2019, 7(4):6888-6895.
- [20] 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*, 2019, 19(2):774-784.

作者简介



杨国成, 2015 年于辽宁大学获得学士学位, 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: yangguocheng3@sina.cn

Yang Guocheng received his B. Sc. degree from Liaoning University in 2015. Now he is a M. Sc. Candidate in Hunan Normal University. His main research interest includes UWB radar signal processing.



余慧敏, 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 年于中国科学院电子学研究所获得博士学位, 现为湖南师范大学副教授, 主要研究方向为超宽带雷达信号处理。

E-mail: yhm@hunnu.edu.cn

Yu Huimin 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 interest includes UWB radar signal processing.