

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2211489

# 基于 FMCW 雷达的非接触式心率估计方法\*

孙苏云<sup>1,2</sup> 郭剑<sup>1,2</sup> 付阳焯<sup>1,2</sup> 韩崇<sup>1,2</sup> 钟焱龙<sup>1,2</sup>

(1.南京邮电大学计算机学院 南京 210023; 2.江苏省无线传感网高技术研究重点实验室 南京 210023)

**摘要:** 基于 FMCW 雷达的非接触式心率估计方法具有舒适、便利等优势。由于噪声和呼吸谐波的干扰,现有方法的准确率仍存在一定局限。针对上述问题,提出了一种心率估计方法。在相位分析的基础上,对相位信号进行相位差分运算,以增强心跳信号,再通过改进的小波阈值去噪方法进行去噪处理,消除噪声干扰。在频率估计时,本文通过海明窗函数对心跳信号进行处理,再用多信号分类算法进行频率估计,可以解决信号截获造成的频谱泄漏问题,并提高多信号分类算法的分辨率和稳定性,从而降低呼吸谐波及噪声对心率估计的影响,获得准确的心率值。仿真结果表明,本方法提高了心率估计的准确性。

**关键词:** FMCW 雷达;心率估计;小波阈值去噪;海明窗;多信号分类算法

**中图分类号:** TP391 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.51040

## Non-contact heart rate estimation method based on FMCW radar

Sun Suyun<sup>1,2</sup> Guo Jian<sup>1,2</sup> Fu Yangye<sup>1,2</sup> Han Chong<sup>1,2</sup> Zhong Yanlong<sup>1,2</sup>

(1. School of Computer Science, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210023, China;

2. Jiangsu High Technology Research Key Laboratory for Wireless Sensor Networks, Nanjing 210023, China)

**Abstract:** The non-contact heart rate estimation method based on FMCW radar has the advantages of comfort and convenience. Due to the interference of noise and respiratory harmonics, the accuracy of current methods is still limited. To solve this problem, this paper proposes a heart rate estimation method. On the basis of phase analysis, the phase difference operation is performed on the phase signal, which can enhance the heartbeat signal. Then, an improved wavelet threshold denoising method is used for denoising to eliminate noise interference. During frequency estimation, this paper processes the heartbeat signal with the Hamming window function, and then uses the multiple signal classification (MUSIC) algorithm for frequency estimation, which may solve the spectral leakage problem caused by signal interception, and improve the resolution and stability of MUSIC. Thus, the influence of respiratory harmonics and noise on heart rate estimation may be reduced, and accurate heart rate values may be obtained. Simulation results show that the accuracy of heart rate estimation is improved.

**Keywords:** FMCW radar; heart rate estimation; wavelet threshold denoising; hamming window; MUSIC algorithm

## 0 引言

在医学领域,心跳频率是用来衡量人体健康情况的重要生理指标之一<sup>[1]</sup>。与可穿戴传感器和黏性电极直接监测等传统方式相比,基于调频连续波(frequency modulated continuous wave, FMCW)雷达的心跳监测提供了一种舒适、友好的心跳监测方案<sup>[2-4]</sup>。它以电磁波为媒介,测量由生理活动引起的胸腔运动,避免了被测目标与测量仪器的直接接触。该方法可以广泛应用于有心理疾病、患传染病

等特殊人群,以及战场救援、医疗监护、地震灾害等场景中<sup>[5-6]</sup>。

近年来,基于 FMCW 雷达的心率估计已有不少研究。文献[4]中从相位分析的角度讨论了 77 GHz FMCW 雷达检测生命信号的基础理论,通过去直流操作去除静态杂波的影响,再利用快速傅里叶变换(fast Fourier transform, FFT)计算得到心率值。文献[7]在相位分析的基础上,通过相位差分来消除基线漂移,增强心跳信号,并通过滑动平均滤波来去除环境噪声,以提高心率估计的准确性。文

收稿日期:2022-09-21

\* 基金项目:国家自然科学基金(62272242, 61902237)、国家级大学生创新创业训练计划项目(202110293021, SZDG2021021)、江苏省研究生科研与实践创新计划项目(KYCX21\_0759, SJCX21\_0286)资助

献[8]中的作者在低信噪比条件下,提出了一种多级粗到细的心率估计方法,并利用多信号分类(multiple signal classification, MUSIC)算法<sup>[9-11]</sup>来解决频率分辨率不足的问题。上述工作虽然在一定程度上提高了心率估计结果的准确性,但对呼吸谐波及噪声的处理仍不够,导致心率估计结果不够准确。

针对上述缺陷,本文也提出了一种心率估计方法。该方法通过使用相位差分去除基线漂移,增强心跳信号,并使用改进的小波阈值去噪算法,消除环境噪声。在频率估计阶段,本文将 Hamming 窗与 MUSIC 算法相结合,先引入 Hamming 窗函数对心跳信号进行加窗处理,再通过 MUSIC 算法进行频率估计,可以降低呼吸谐波及噪声对频率估计的影响,使得到的心率更加准确。仿真结果表明,本文方法提高了心率估计结果的准确性。

### 1 FMCW 雷达心率估计原理

FMCW 雷达采集心跳信号的原理如图 1 所示。

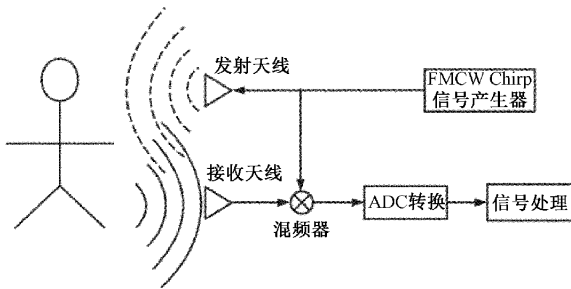


图 1 FMCW 雷达采集心跳信号原理

首先,FMCW 雷达信号产生器通过发射天线,发射线性调频脉冲(Chirp)信号  $s(t)$ ,如式(1)所示。

$$s(t) = A_{TX} \cos(2\pi f_c t + \pi B t^2 / T_c) \quad (1)$$

其中,  $A_{TX}$  是 Chirp 信号的幅值,  $f_c$  是雷达的起始频率,  $B$  是带宽,  $T_c$  是 Chirp 信号脉冲的宽度,  $t$  是时间变量。

当线性调频脉冲信号照射到人体后,会形成经过人体

调制后的回波信号  $r(t)$ ,如式(2)所示。

$$r(t) = A_{RX} \cos[2\pi f_c (t - t_d) + \pi B (t - t_d)^2 / T_c] \quad (2)$$

其中,  $A_{RX}$  是回波信号的幅值,  $t_d = 2R(t)/c$  是波的往返时延时间,  $R(t)$  是胸腔到雷达的时变距离,  $c$  是光速。

混频器将 Chirp 信号和回波信号进行混合得到中频信号  $Y(t)$ ,如式(3)所示,再通过模拟数字转换器(Analog to Digital Converter, ADC)将  $Y(t)$  数字化。

$$Y(t) = A e^{i(2\pi f t + \varphi)} \quad (3)$$

其中,  $A$  是中频信号的幅值,  $i$  表示虚数单位,  $f$  为中频信号的频率,如式(4)所示,  $\varphi$  为中频信号的相位,如式(5)所示。

$$f = \frac{2BR_0}{cT_c} \quad (4)$$

$$\varphi = \frac{4\pi R(t)}{\lambda_{max}} \quad (5)$$

其中,  $R_0$  是人体到雷达的距离,  $\lambda_{max}$  是最大波长。

从式(4)中可以看出,人体所在位置信息隐藏在中频信号的频率  $f$  中,通过中频信号的频谱图可以估计出人体所在位置。从式(5)中可以看出,心跳引起的胸腔周期性位移信息包含在中频信号的相位  $\varphi$  中,通过提取相位信息并进行处理,可以估计出心跳频率。

### 2 心率估计算法的总体架构

本文设计的心跳信号处理算法总体结构如图 2 所示,主要包括信号预处理、信号分离、频率估计 3 个部分。在预处理阶段,通过 FFT 估计目标所在的距离,然后利用反正切函数求相位,并进行相位展开,得到实际的胸腔振动情况。在信号分离阶段,通过改进的小波阈值去噪对差分相位信号进行去噪处理,去除由于环境噪声引起的相位误差,再通过无限脉冲响应(infinite impulse response, IIR)带通滤波器进行带通滤波,分离出心跳信号。在频率估计阶段,通过 Hamming-MUSIC 算法提高频率估计的分辨率和稳定性,以获得准确的心率值。

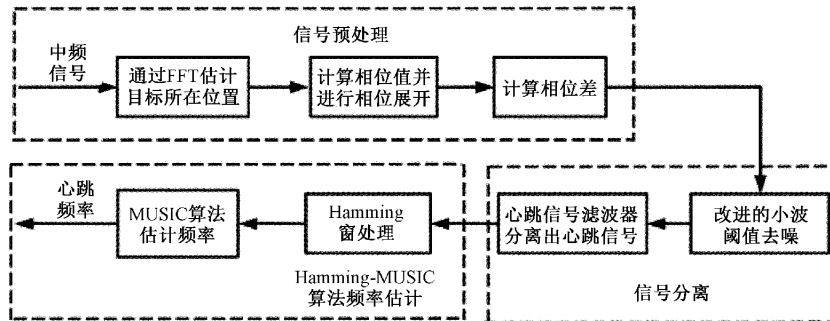


图 2 心率估计算法的总体架构

### 3 信号预处理

由于目标的相位信息包含在中频信号中,因此本步骤

主要通过 FFT 计算出目标所在距离单元,并提取对应位置上的相位信息,具体如下。

先对每个中频信号进行 FFT,获得中频信号的频谱

图<sup>[12-14]</sup>。由式(4)可以看出,频率与目标距离成正比,所以频谱中峰值的位置直接对应当前目标所在的距离单元。然后利用反正切函数,提取目标所在距离区间上的相位信息,相位值在 $[-\pi, \pi]$ 之间。如果两个连续样本之间的相位差绝对值超过 $\pi$ ,需要通过加减 $2\pi$ 的倍数进行相位展开。为了消除由人体移动而导致的相位基线漂移,并抑制呼吸及其谐波,达到增强心跳信号的效果,本文对相位展开后的相位信号进行相位差分运算,即将两个连续的相位值进行做差,得到相位差分信号。

#### 4 基于改进小波阈值去噪的信号分离

本步骤的工作是,从相位差分信号中分离出心跳信号。由于采集到的中频信号中包含环境噪声及杂波干扰,会使相位差分信号存在误差,所以信号分离前需要先进行去噪处理。本文设计了一种改进的小波阈值去噪方法,用于消除差分相位误差,以得到更准确的心跳信号。

将相位差分信号记为 $x(t)$ 。首先对 $x(t)$ 进行四层小波分解,得到一组小波分解系数 $W_{L,j}$ 。然后对小波系数 $W_{L,j}$ 进行阈值处理。现有的小波阈值去噪算法存在阈值过大的缺陷<sup>[15-18]</sup>,可能会过滤掉有效的心跳信号信息。因此,本文提出了一种新的自适应阈值选取方法,既可以避免固定阈值对不同分解层次的信号去除同样频带的噪声,导致重构信号偏离原来的形状特征,又可以使阈值的设置更符合心跳信号的特征,防止过滤掉有效的心跳信号信息。本文设计的自适应阈值选取方法如式(6)所示。

$$thr_{L,j} = \frac{\delta_j \sqrt{2lgn}}{\ln(e^j - 1)} \quad (6)$$

其中, $thr_{L,j}$ 为第 $j$ 层的阈值, $\delta_j = MAD_j/0.6745$ , $MAD_j$ 为第 $j$ 层小波系数的中值, $n$ 为相位信号长度, $L$ 为小波分解的总层数, $j$ 为当前的分解层数。从式(6)中可以看出,当 $j$ 变大时, $thr_{L,j}$ 变小,符合噪声随小波分解的分布规律,能够减少偏差,提高阈值的合理性。

小波分解后,通过阈值函数对小波系数 $W_{L,j}$ 进行阈值处理,得到一组新的小波系数 $M_{L,j}$ ,本文使用的阈值函数如式(7)所示<sup>[16]</sup>。

$$M_{L,j} = \begin{cases} W_{L,j} - \frac{thr_{L,j}^2}{|W_{L,j}| - thr_{L,j}}, & |W_{L,j}| \geq thr_{L,j} \\ W_{L,j} e^{-\frac{thr_{L,j}}{m}}, & |W_{L,j}| < thr_{L,j} \\ 0, & |W_{L,j}| < thr_{L,j} \end{cases} \quad (7)$$

其中, $W_{L,j}$ 为小波分解系数, $L$ 为小波分解的总层数, $j$ 为当前的分解层数, $thr_{L,j}$ 为式(6)中求得的阈值, $m$ 为调节因子。最后,利用新得到的小波系数 $M_{L,j}$ 进行小波重构,得到重构信号。

接下来,对重构信号进行带通滤波,即可分离得到心跳信号。人体在正常情况下,心跳频率的范围在 $0.8 \sim 2.0$  Hz 之间,以此作为 IIR 带通滤波器的通带截止频率和

阻带截止频率设计心跳信号滤波器,对重构信号进行滤波,分离得到心跳信号。

#### 5 基于 Hamming-MUSIC 算法的频率估计

本步骤的工作是,对分离得到的心跳信号进行频率估计,获得心率值。频率估计通常使用 MUSIC 算法,但由于分离出的心跳信号中仍可能存在呼吸谐波和噪声,且呼吸谐波与心跳信号的频率接近,会严重影响心率估计结果的准确性。因此本文在 MUSIC 算法的基础上加入了 Hamming 窗函数,即在进行 MUSIC 频率估计前先进行 Hamming 窗处理。Hamming 窗函数可以对信号进行振幅调制,从而降低边缘处信号的幅值,降低频谱旁瓣,使频域能量主要集中在主瓣内。这样可以提高 MUSIC 算法的分辨率和稳定性,同时使心率估计结果更准确。本环节的具体步骤如下。

首先进行数据滑窗。将滑窗截取的心跳信号记为 $b(t)$ ,对其进行 Hamming 窗函数处理,得到心跳信号 $P(t)$ ,如式(8)所示,Hamming 窗函数 $K(a)$ 如式(9)所示。

$$P(t) = b(t) \times K(a) \quad (8)$$

$$K(a) = 0.54 - 0.46\cos\left(\frac{2\pi a}{N-1}\right) \quad (9)$$

其中, $t$ 是时间变量, $a=0, 1, \dots, N-1$ , $N$ 为信号长度。

再用 MUSIC 算法对信号 $P(t)$ 进行频率估计。首先通过滑窗将信号 $P(t)$ 划分成长度为 $L$ 的各段,总共划分成 $J$ 段,构造成 $L \times J$  维的矩阵 $\mathbf{F}$ ,其中 $L$ 小于慢时间维的采样数,且 $L > J$ ,求出协方差矩阵 $\mathbf{A}$ ,如式(10)所示,其中 $\mathbf{H}$ 表示矩阵的共轭转置。

$$\mathbf{A} = \mathbf{F}\mathbf{F}^H \quad (10)$$

求出 $\mathbf{A}$ 的特征值和特征向量,对特征值进行排序,其中前 $J$ 个较大的特征值对应的特征向量组成信号子空间,后 $K-J$ 个特征值对应的特征向量组成噪声子空间 $R_K$ 。

构建搜索频率向量 $\mathbf{V}(\omega)$ ,如式(11)所示。再根据式(12)所示的空间谱函数 $U(\omega)$ 得到空间谱。对空间谱进行谱峰搜索,得到对应峰值位置的频率,即心率估计结果。

$$\mathbf{V}(\omega) = [1, e^{j\omega}, \dots, e^{j(k-1)\omega}]^T \quad (11)$$

$$U(\omega) = \frac{1}{\mathbf{V}^H(\omega)R_K R_K^H \mathbf{V}(\omega)} \quad (12)$$

其中, $j$ 表示第 $j$ 列, $\omega=2\pi f/f_s$ , $f_s$ 表示采样率, $f$ 为对应点的频率值。

#### 6 仿真测试

##### 6.1 实验设计与参数设置

实验使用 TI 公司的 AWR1642 毫米波雷达评估板和 DCA1000 雷达数据采集板进行数据采集,FMCW 雷达参数设置如表 1 所示。实验在书房环境下进行,被测人员静

坐于雷达前约 0.5~1.0 m 处,并保持自然的呼吸状态。实验以 HKX-08C 数字心率传感器的测量结果为参考值。心率监测时,心率传感器与 FMCW 雷达同时对被测人员进行测量。

表 1 FMCW 雷达参数设置

参数	值
载波起始频率/GHz	60
Chirp 脉冲宽度/s	60
ADC 采样点数	128
采样率/Hz	20
帧数	1 200
Chirp 周期/ $\mu\text{s}$	57
Chirp loops	6
帧的周期/ms	50
发射天线	Tx0
接收天线	Rx0、Rx1、Rx2、Rx3

实验共对 5 位志愿者进行测量,其中 2 位女性,3 位男性,每位志愿者测量 60 次,每次测量 1 min。

为了测试本文方法的性能,本文设计了两组对比实验。

第 1 组实验是验证本文提出方法的有效性,并对比小波去噪和 Hamming 窗处理前后的效果。

第 2 组实验是将本文方法与文献[7]、[8]、[13]中的方法进行对比,以验证本文提出方法的先进性。

性能评价指标使用平均值和平均绝对误差百分比(average absolute error percentage, AAEP)这两个统计指标来衡量测量值与参考值之间的误差大小,评价测量结果的有效性。AAEP 的定义如式(13)所示。

$$\text{AAEP} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left| \frac{f(n) - F(n)}{F(n)} \right| \quad (13)$$

其中, $N$  表示监测次数, $f(n)$  表示第  $n$  次心率或呼吸频率次数, $F(n)$  表示参考值。

## 6.2 实验结果及分析

### 1) 第 1 组实验

提取目标所在单元的相位信息后进行相位展开,相位展开后的信号如图 3 所示。再对图 3 进行相位差分运算,得到如图 4 所示的相位差分信号。通过图 3 和 4 的幅值变化可以看出,相位差分运算不仅能消除基线漂移,使信号的周期性变化规律更直观,还能抑制呼吸信号,达到增强心跳信号的效果。

为了去除差分相位信号中的噪声,并且最大限度的保留心跳相位信息,本文使用改进的小波阈值去噪对相位差分信号进行去噪处理。小波去噪后的信号波形如图 5 所示,与图 4 相比,去噪后信号的整体周期性变化更加稳定,且整体幅值范围缩小。

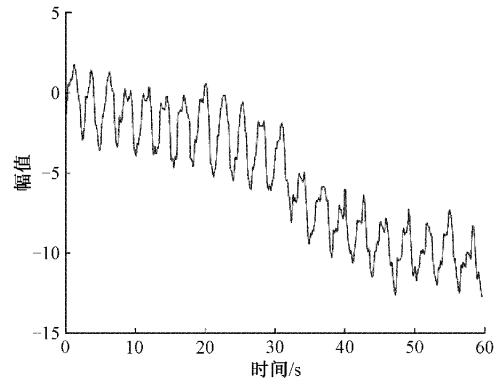


图 3 相位展开后信号

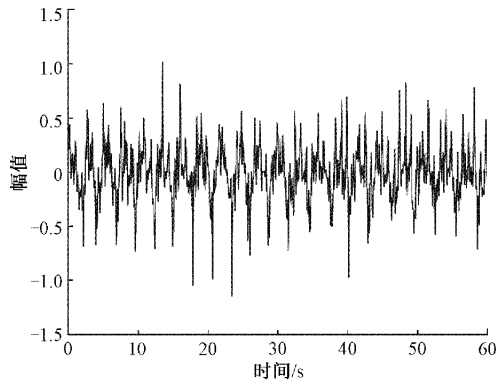


图 4 差分相位信号

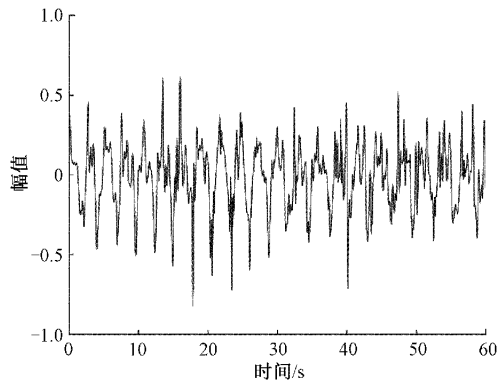


图 5 小波去噪后的波形图

分离得到心跳信号波后,接下来进行心率估计。图 6、7 分别为 MUSIC 算法和 Hamming-MUSIC 算法进行频率估计时的效果图。对比可以看出,对 MUSIC 算法添加 Hamming 窗后,主瓣变窄,并且频域能量主要集中在主瓣内。说明 Hamming-MUSIC 算法具有更高的频率分辨率及稳定性。频率估计算法性能的提高能够进一步降低呼吸谐波及噪声对心率估计的影响,使心率估计结果更准确。

表 2 将不进行小波去噪处理、MUSIC 算法(即不进行 Hamming 窗处理)、本文方法的心率平均值与参考值进行了对比,可以看出,本文提出方法的平均心率相较于其它两种方案,与参考值更为接近。

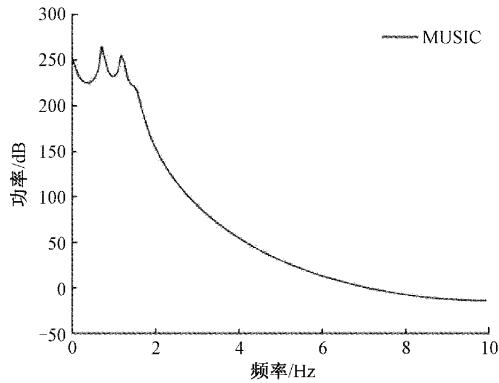


图 6 MUSIC 算法效果图

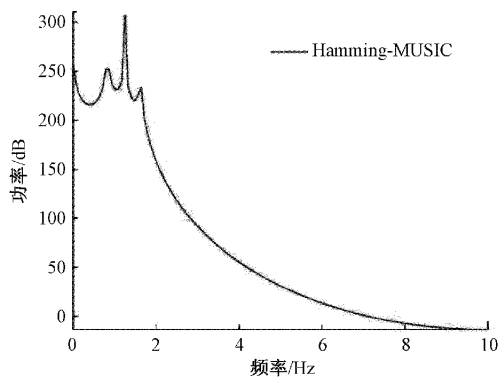


图 7 Hamming-MUSIC 算法效果图

表 2 心率平均值 (次/min)

志愿者	1	2	3	4	5
参考值	73.81	80.31	76.65	83.63	63.65
不进行小波去噪	80.79	81.51	82.80	89.88	66.54
MUSIC 算法	79.74	82.04	79.43	83.50	65.40
本文方法	74.60	79.25	74.15	83.32	63.43

表 3 中给出了几种方案的心率平均绝对误差百分比,其中本文方法的误差为 2.52%~3.51%,准确率较高,且优于其他方案,所以本文的改进方案是有效的。

表 3 心率平均绝对误差百分比 %

志愿者	1	2	3	4	5
不进行小波去噪	9.96	4.32	8.08	7.55	5.29
MUSIC 算法	8.26	4.05	3.82	2.38	4.09
本文方法	2.96	3.38	3.51	2.52	2.67

2)第 2 组实验

实验将本文方法与文献[7]、[8]、[13]方法进行了对比,以进一步验证提出方法的高效性。其中,文献[7]方法中使用滑动平均滤波算法来去除脉冲噪声,并通过快速傅里叶变换计算心率。文献[8]采用多级粗到细的频率估计方法,以确定最有可能的心跳频率值,最后通过 MUSIC 算

法提高估计精度。文献[13]采用基于对称  $\alpha$  稳定分布的自适应集合经验模态分解方法提取心跳信号,再利用自相关函数计算获得心率结果。

表 4 中给出了本文方法与文献[7]、[8]、[13]方法的心率平均值,可以看出本文方法的心率平均值与参考值更接近。本文方法和文献[7]、[8]、[13]方法与参考值的误差约为 0~3 次/min、2~5 次/min、1~3 次/min、1~3 次/min,说明本文方法测量准确性更高。

表 4 心率平均值 (次/min)

志愿者	1	2	3	4	5
参考值	73.81	80.31	76.65	83.63	63.65
文献[7]方法	76.84	75.39	75.02	79.53	65.33
文献[8]方法	72.95	77.69	77.30	82.12	64.44
文献[13]方法	75.36	78.26	79.18	84.31	64.57
本文方法	74.60	79.25	74.15	83.32	63.43

根据表 5 可以看出,本文方法和文献[7]、[8]、[13]方法的平均绝对误差百分比的均值分别为 3.01%、6.38%、3.83%、5.76%,本文方法的心跳测量误差比文献[7]、[8]、[13]方法分别低了 52.82%、21.41%、47.74%,进一步说明提出方法的准确率高。

表 5 心率平均绝对误差百分比(AAEP) %

志愿者	1	2	3	4	5
文献[7]方法	7.37	6.11	8.55	6.08	3.80
文献[8]方法	5.64	3.64	3.16	3.97	2.72
文献[13]方法	7.30	5.22	6.91	6.79	2.59
本文方法	2.96	3.38	3.51	2.52	2.67

7 结 论

本文提出了一种基于 FMCW 雷达的非接触式心率估计方法。在信号预处理阶段,本文使用相位差分去除由人体微动产生的基线漂移,抑制呼吸信号,增强心跳信号;在信号分离阶段,本文提出一种改进的小波阈值去噪算法,去除噪声信号;在频率估计阶段,本文引入 Hamming 函数对数据进行加窗处理,再用 MUSIC 算法进行频率估计,降低频谱旁瓣,使频域能量集中在主瓣内,提高 MUSIC 算法的分辨率和稳定性,进而降低呼吸谐波及噪声对心率估计的影响,获得准确的心率值。从对实验结果的分析可以看出,本文提出的基于 FMCW 雷达的非接触式心率估计方法,能够精确的估计出心率,验证了该方法的准确性和可行性。

参考文献

[1] SHAFIQ G, VELUVOLU K C. Surface chest motion decomposition for cardiovascular monitoring [J].



- Scientific Reports, 2014, 4(1): 1-9.
- [2] WANG Y, WANG W, ZHOU M, et al. Remote monitoring of human vital signs based on 77 GHz mm-wave FMCW radar[J]. Sensors, 2020, 20(10): 1-23.
- [3] HU Y, TODA T. Remote vital signs measurement of indoor walking persons using mm-wave FMCW radar[J]. IEEE Access, 2022, DOI: 10.1109/ACCESS.2022.3193789.
- [4] ALIZADEH M, SHAKER G, DE ALMEIDA J C M, et al. Remote monitoring of human vital signs using mm-wave FMCW radar[J]. IEEE Access, 2019, DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2912956.
- [5] HE M, NIAN Y, GONG Y. Novel signal processing method for vital sign monitoring using FMCW radar[J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2017, DOI: 10.1016/j.bspc.2016.12.008.
- [6] 王健琪, 薛慧君, 吕昊, 等. 非接触生理信号检测技术[J]. 中国医疗设备, 2013, 28(11): 5-8, 80.
- [7] 张兰春, 顾海潮. 基于毫米波雷达的生命体征检测[J]. 农业装备与车辆工程, 2022, 60(3): 79-82.
- [8] ZHANG W Y, LI G, WANG Z T, et al. Non-contact monitoring of human heartbeat signals using mm-wave frequency-modulated continuous-wave radar under low signal-to-noise ratio conditions[J]. IET Radar Sonar Navigat, 2022, 16(3): 456-469.
- [9] 王梓宇. 经典 MUSIC 算法分析与研究[J]. 中国无线电, 2013(5): 47-49.
- [10] JAFARPISHEH B, MADANI S M, PARVARESH F, et al. Power system frequency estimation using adaptive accelerated MUSIC[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2018, 67(11): 2592-2602.
- [11] 多滨, 罗俊松, 贾勇, 等. 基于子空间分解类算法的高精度频率估计[J]. 电子科技大学学报, 2020, 49(1): 42-48.
- [12] 郑春弟, 李刚, 陈荟慧, 等. 二次谐波加权重构的 77 GHz FMCW 雷达心率监测方法[J]. 西安电子科技大学学报, 2021, 48(2): 173-180.
- [13] XU D, YU W, DENG C, et al. Non-contact detection of vital signs based on improved adaptive EEMD algorithm (July 2022) [J]. Sensors, 2022, 22(17): 6423-6423.
- [14] DAI T K V, OLEKSAK K, KVELASHVILI T, et al. Enhancement of remote vital sign monitoring detection accuracy using multiple-input multiple-output 77 GHz FMCW radar [J]. IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology, 2022, 6(1): 111-122.
- [15] 单锐, 齐越, 刘文. 一种改进的小波阈值去噪算法[J]. 兰州理工大学学报, 2014, 40(4): 101-104.
- [16] 李维松, 许伟杰, 张涛. 基于小波变换阈值去噪算法的改进[J]. 计算机仿真, 2021, 38(6): 348-351, 356.

#### 作者简介

孙苏云, 硕士研究生, 主要研究方向为数据采集及信号处理、毫米波雷达技术。

郭剑(通信作者), 博士, 副教授, 硕士生导师, 主要研究方向为无线感知和生物特征识别。

E-mail: guoj@njupt.edu.cn

付阳焯, 硕士, 主要研究方向为基于毫米波雷达的跨模态学习等。

韩崇, 博士, 副教授, 硕士生导师, 主要研究方向为计算机网络和无线感知。

钟焱龙, 硕士, 主要研究方向为射频无线感知。