

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2209867

基于77 GHz毫米波雷达感知的生命体征检测方法<sup>\*</sup>景会成<sup>1</sup> 白英杰<sup>1</sup> 曾凯<sup>1</sup> 赵欣<sup>2</sup> 白世平<sup>1</sup>

(1.华北理工大学电气工程学院 唐山 063210; 2.赣州紫荆中科智能科技有限公司 赣州 341199)

**摘要:** 本文针对在室内复杂环境中非接触式测量呼吸频率(HR)和心率(BR)时,存在准确度较低的问题,提出一种基于77 GHz毫米波雷达感知的生命体征检测方法,通过在距离雷达不同距离进行多次实验,以Mindray心电监测仪测量数据为参考,验证本文方法的准确率。首先,通过脉冲间非相干积累技术处理多脉冲中频信号,提高信号的信噪比(SNR)和信号幅值。接着,采用基于距离维FFT频谱与CA-CFAR自适应门限的目标检测方法,从室内复杂环境中提取出人体目标相位信息,并使用FIR带通滤波器分离出呼吸和心跳信号,通过改进的平滑滤波结合相位二阶差分的方法,去除噪声和减小呼吸谐波对心跳信号的影响。之后,使用Root-MUSIC算法获得HR和BR。实验结果表明:本文方法得到的HR和BR的平均绝对误差率分别小于5.08%和2.61%,平均绝对误差为0.94 bpm和1.97 bpm,因此,本文方法能够提高测量准确度。

**关键词:** 毫米波雷达;生命体征;目标检测;Root-MUSIC;频率估计

**中图分类号:** TN959.1 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.70

## Vital sign detection method based on 77 GHz mmwave radar perception

Jing Huicheng<sup>1</sup> Bai Yingjie<sup>1</sup> Zeng Kai<sup>1</sup> Zhao Xin<sup>2</sup> Bai Shiping<sup>1</sup>

(1. School of Electrical Engineering, North China University of Science and Technology, Tangshan 063210, China;

2. Ganzhou Bauhinia Zhongke Intelligent Technology Co., Ltd., Ganzhou 341199, China)

**Abstract:** Aiming at the problem of low accuracy in non-contact measurement of respiratory rate (HR) and heart rate (BR) in indoor complex environment, this paper proposes a vital sign detection method based on 77 GHz mmwave radar perception. Through multiple experiments at different distances from the radar and taking the measured data of Mindray ECG monitor as a reference, the accuracy of this method is verified. Firstly, the multi pulse if signal is processed by incoherent accumulation technology between pulses to improve the signal-to-noise ratio (SNR) and signal amplitude. Then, the target detection method based on distance dimension FFT spectrum and CA-CFAR adaptive threshold is used to extract the human target phase information from the indoor complex environment, and the respiratory and heartbeat signals are separated by FIR band-pass filter. The improved smoothing filter combined with the second-order phase difference method is used to remove the noise and reduce the impact of respiratory harmonics on the heartbeat signal. Then, the root MUSIC algorithm is used to obtain HR and Br. Finally, the measurement results of Mindray ECG monitor are used as a reference to verify the measurement accuracy of this method. The experimental results show that the average absolute error rates of HR and Br obtained by this method are less than 5.08% and 2.61% respectively, and the average absolute error is 0.94 bpm and 1.97 bpm. Therefore, this method can improve the measurement accuracy.

**Keywords:** mmwave radar; vital signs; target detection; Root-MUSIC; frequency estimation

## 0 引言

HR和BR在医学领域被认为是许多诊断活动的物理指标<sup>[1]</sup>。目前大多数医院以及家庭场景中测量患者呼吸和

心率的现有技术都是接触式的,如呼吸计、肺活量计和光容积描记术(PPG),心电检测仪等<sup>[2]</sup>。出于长期监测目的,接触设备会出现患者舒适度和卫生水平方面的问题,而非接触式检测设备不需要与被测目标发生接触,可解决此问题,

收稿日期:2022-05-07

<sup>\*</sup> 基金项目:河北省省属高等学校基本科研业务费研究项目(JYG2020004)资助

帮助改善医疗服务,在医疗领域、家庭监护领域等方面具有广泛的应用。

目前针对在室内复杂环境中非接触式测量 HR 和 BR 准确度较低问题的解决方法有很多。文献[3]中采用 MTI 滤波器确定检测目标,通过增加滑窗改进 MUSIC 算法,提高 HR 和 BR 频率估计准确度。文献[4]中采用 MTD 滤波器确定检测目标,使用 VMD 方法减小呼吸谐波对心跳信号的影响,通过截取多个距离单元的呼吸和心跳信号数据构建协方差矩阵改进 MUSIC 算法提高测量 HR 和 BR 的准确度。文献[5]中采用基于 1D-FFT 的目标筛选方法确定检测目标,通过相位二阶差分减小呼吸谐波影响,使用 MUSIC 频率估计算法获取心率 HR 和 BR。上述文章在一定程度上都有所提高非接触式测量 HR 和 BR 准确度,但依然与传统接触式测量设备的测量准确度上存在差距。本文针对在室内复杂环境中非接触式测量 HR 和 BR 准确度较低的问题,提出了一种基于 77 GHz 毫米波雷达感知的生命体征检测方法,该方法能够提高室内复杂环境中非接触式测量 HR 和 BR 的准确度。

### 1 毫米波雷达及生命体征信号建模

#### 1.1 毫米波雷达系统检测原理

毫米波雷达系统结构如图 1 所示,主要由无线电射频子系统、模拟时钟和数字电路组成,其中无线电射频子系统由发射机和接收机构成,数字电路包括模数转换器(ADC)和数字信号处理器(DSP)等<sup>[6]</sup>。

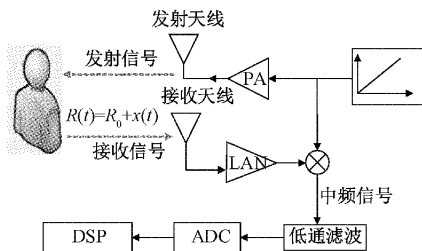


图 1 雷达系统结构

根据图 2 中线性多周期 chirp 信号频率随时间变化关系,可求得 FMCW 雷达发射信号为:

$$T_x(t) = A_T e^{(j(2\pi(f_c t + \frac{1}{2} \frac{B}{T_c} t^2 - \frac{B}{T_c} m T_{rri} t) - \theta_0(m) + \varphi(t)))} \quad (1)$$

式中: $A_T$  是发射信号的幅度, $f_c$  是线性 FMCW 信号的起始频率, $B$  是 FMCW 信号的带宽, $T_c$  是线性脉冲的宽度, $T_{rri}$  是帧周期, $\varphi(t)$  是信号相位噪声, $t$  的取值范围为  $m T_{rri} \leq t < (m+1) T_{rri}$ 。

当发射信号遇到目标人体胸部后被反射,相当于在发射信号基础上延迟了  $t_d$ ,则反射信号为:

$$T_R(t) = A_R e^{(j(2\pi(f_c(t-t_d) + \frac{1}{2} \frac{B}{T_c} (t-t_d)^2 - \frac{B}{T_c} m T_{rri} (t-t_d) - \theta_0(m) + \varphi(t-t_d)))} \quad (2)$$

式中: $A_R$  是反射信号幅度, $t_d$  是延迟时间,假设雷达到目

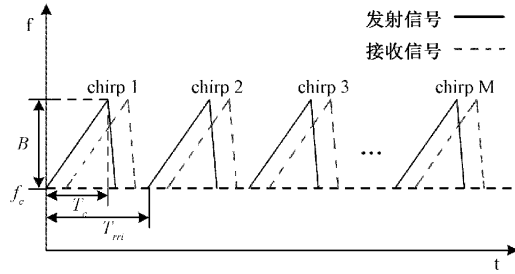


图 2 FMCW 雷达 M 帧信号频率与时间变化关系

标胸腔的距离为  $x_0$ ,胸腔的振动位移为  $x(t)$ ,则雷达发射信号到达目标胸腔的距离为:

$$R(t) = x_0 + x(t) \quad (3)$$

延迟时间为:

$$t_d = \frac{2R(t)}{c} = \frac{2(x_0 + x(t))}{c} \quad (4)$$

然后,混频器将反射信号与本振信号正交混合,得到中频信号(IF):

$$S_{IF}(t) = A_{IF} e^{(j(2\pi f_c \frac{2(x_0 - x(t))}{c}) + 2\pi \frac{B}{T_c} (\frac{2(x_0 + x(t))}{c})(t - m T_{rri})) - \frac{B}{T_c} (\frac{2(x_0 + x(t))}{c})^2 + \varphi(t))} \quad (5)$$

令  $t_m = t - m T_{rri}$ , 则  $t = m T_{rri} + t_m$ , 其中  $t$  是所有 chirp 周期的任意时刻, $t_m$  是第  $m$  个 chirp 周期的任意时刻。并且由于距离相关效应的存在<sup>[7]</sup>,  $\pi \frac{B}{T_c} (\frac{x_0 + x(t)}{c})^2$  中分母含有光速  $c$  的平方项,以及  $\lambda = c/f_c$ , 可得到 IF 信号的最终表达式为:

$$S_{IF}(t) = A_{IF} e^{(4\pi j (\frac{B(x_0 + x(m T_{rri} + t_m))}{c T_c} t_m + \frac{x_0 + x(m T_{rri} + t_m))}{\lambda})} \quad (6)$$

由于 77 GHz 毫米波雷达的相位变化较频率变化灵敏度<sup>[8]</sup>高,相对位移  $x(m T_{rri} + t_m)$  对中频信号频率的调制作用可忽略,则 IF 信号表达式可化简为:

$$S_{IF}(t) = A_{IF} e^{(j(2\pi \frac{2Bx_0}{T_c} t_m + \frac{4\pi(x_0 + x(m T_{rri} + t_m))}{\lambda})} \quad (7)$$

通过 ADC 对 IF 信号在进行采样,第  $n$  个采样点,第  $m$  帧 chirp 周期的采样信号可化简为:

$$y_{[n, m]} = A_{IF} e^{(j(2\pi \frac{2Bx_0}{T_c} n T_f + \frac{4\pi(x_0 + x(m T_{rri} + t_m))}{\lambda})} \quad (8)$$

式中: $T_f$  为快时间采样间隔, $T_s$  为慢时间采样间隔。

从式(8)中可以看出,含人体信号的相位是随时间变化的,因此通过对其进行信号处理能够获得生命体征信息。

#### 1.2 生命体征信号建模

根据文献[9]可知,可将生命体征信号  $x(t)$  建模为:

$$x(t) = \sum_{i=1}^N A_{ri} \cos(2\pi f_i t + \phi_{ri}) + \sum_{i=1}^M A_{hi} \cos(2\pi f_h t + \phi_{hi}) \quad (9)$$

式中: $A_{ri}$  为呼吸信号  $i$  次谐波的幅值; $f_i$  为呼吸信号的基波频率; $\phi_{ri}$  为呼吸信号  $i$  次谐波初相位; $A_{hi}$  为心跳信号  $i$  次谐波的幅值; $f_h$  为心跳信号的基波频率; $\phi_{hi}$  为心跳信号

$i$  次谐波初相位<sup>[10]</sup>。

根据式(10)通过 matlab 仿真生命体征信号,如图 3 所示。其中,图 3(a)为生命体征信号仿真图,图 3(b)为含噪声的生命体征信号仿真图。

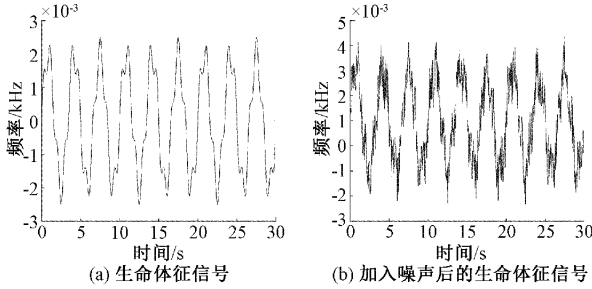


图 3 生命体征信号

## 2 生命体征信号检测算法

### 2.1 信号预处理

基于雷达感知的生命体征信号检测算法流程,如图 4 所示。

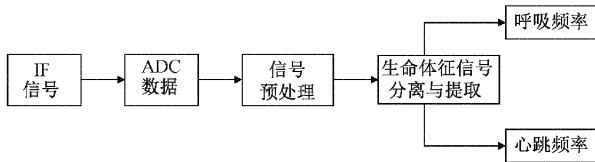


图 4 生命体征检测算法流程

信号预处理由目标位置估计、目标检测、相位展开、相位解缠绕和常数相位漂移去除等构成,信号预处理流程如图 5 所示,其旨在从采集的数据中准确提取出检测目标相位信息。

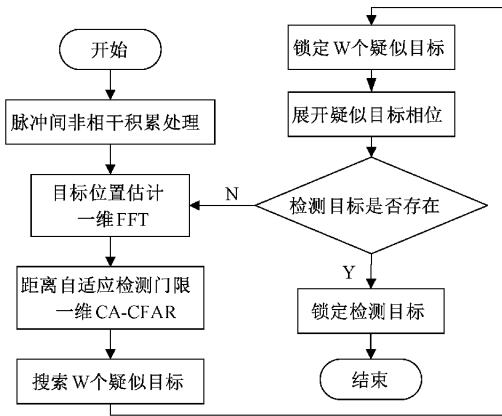


图 5 信号预处理流程

#### 1) 目标位置估计

由于单脉冲信号能量有限,为提高信号的信噪比和幅值,对 ADC 原始数据  $y_{[n,m]}$  逐 Chirp 进行多脉冲非相干积累处理<sup>[11]</sup>,形成  $N \times M$  维大小的矩阵。

根据 FMCW 雷达 IF 信号频率与距离的关系,将  $N \times M$

维矩阵数据对  $M$  帧快时间采样点作距离维 FFT 进行谱分析,如式(10),从距离 FFT 频谱图中的峰值可以确定各目标的距离。

$$S_{IF,1D}(k) = \sum_{n=1}^{N-1} Y_{[n,m]} e^{-j\frac{2\pi kn}{N}} = A_{IF} e^{j(\frac{4\pi x(mT_s)}{\lambda} + \frac{4\pi x_0}{\lambda})} \sum_{n=1}^{N-1} e^{j(2\pi(\frac{2sx_0}{c} - nT_f - \frac{kn}{N}))} \quad (10)$$

式中: $k$  表示 1D-FFT 的第  $k$  个频点, $n$  表示第  $n$  个快时间采样点。

#### 2) 目标检测

获得的距离频谱中包含人体目标和静态杂波,考虑到在实际生命体征检测场景中,会存在较多强反射物体信号比人体目标信号幅值大,从而无法简单根据距离 FFT 频谱峰值  $F$  大小区分人体目标。可将构建的生命体征信号模型式(9)代入式(10)中,得到呼吸心跳调制的相位  $\phi_{IF,1D}$  表达式为:

$$\phi_{IF,1D} = \frac{4\pi x(mT_s)}{\lambda} + \frac{4\pi x_0}{\lambda} = \frac{4\pi \sum_{i=1}^N A_{ri} \cos(2\pi i f_r m T_s + \phi_{ri})}{\lambda} + \frac{4\pi \sum_{i=1}^M A_{hi} \cos(2\pi i f_h m T_s + \phi_{hi})}{\lambda} + \frac{4\pi x_0}{\lambda} \quad (11)$$

从式(11)中看出呼吸心跳调制的相位  $\phi_{IF,1D}$  是随着慢时间变化的,据此提出了一种人体目标检测方法,方法流程如图 6 所示,可从众多疑似目标中确定人体目标。

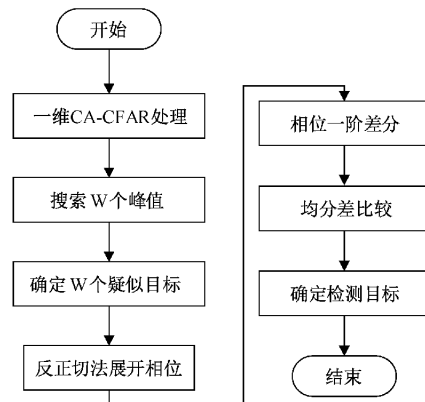


图 6 目标检测流程

首先,设定信号中存在  $W$  个疑似目标,通过在距离 FFT 频谱中搜索  $W$  个峰值,来确定疑似目标。考虑到目标距离 FFT 频谱是展宽的,实际检测环境中会存在强反射干扰信号产生杂波,影响生命体征检测。采用 CA-CFAR 自适应检测门限<sup>[12]</sup>,解决这个问题。它可根据噪声和杂波的统计特性,自动调节检测门限阈值  $A$  大小,提供适当的峰值搜索门限。

接着,对距离 FFT 频谱数据搜索峰值,峰值  $F$  超出门

限值  $A$  及被认定为目标,记录其目标距离单元。由于强反射目标和随机人体目标对应的峰值可能占据多个距离单元,因此此处提取  $2W$  个距离单元,而不是  $W$  个。再通过距离单元依次减去前距离单元去除相邻或相同距离的情况产生的重复疑似目标,若差值大于阈值,则去除;若小于阈值,则保留。再将去重后的距离的单元根据峰值的大小筛选出前  $W$  个疑似目标距离单元。

最后,使用  $\text{angle}$  函数提取出  $W$  个疑似目标距离单元在所有帧数据中的相位信息。由于此时相位折叠在  $[-\pi, \pi]$  范围内,无法从疑似目标中确定人体目标,需要对其进行相位展开,获取相位真实值  $\phi(i)^{[13]}$ ,具体计算步骤如图 7 所示。

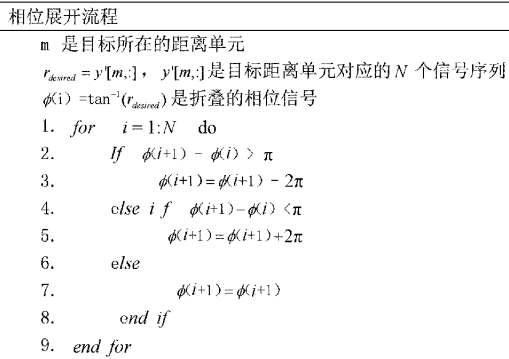


图 7 相位展开算法

结合式(11)可分析出相位中存在常数相位  $4\pi x_0/\lambda$ , 导致相位发生漂移,使用前后帧相位差计算来去除常数相位漂移项  $4\pi x_0/\lambda$ , 获取时变相位  $4\pi x(mT_s)/\lambda$ , 即后一帧信号相位  $\phi(n+1)$  依次减去前一帧信号相位  $\phi(n)$ 。人体由于呼吸心跳会导致相位差是变化的,而静止的物体由于没有相对于雷达的运动,其相位差几乎为零,因此可以利用这个区别,利用均方差计算是否大于设置的阈值来从  $W$  个疑似目标中确定人体目标。

2.2 生命体征信号分离与提取

生命体征信号分离与提取处理流程包括改进滑动平均滤波器、Fir 带通滤波器和结合二阶差分的 Root-MUSIC 算法,如图 8 所示。改进滑动平均滤波器被用于去除噪声信号,Fir 带通滤波器被用于呼吸心跳信号分离与重构,二阶差分被用于去除呼吸谐波对心跳信号的影响,采用 Root-MUSIC 算法对呼吸和心跳信号进行分析,提取呼吸心跳频率。

1) 信号去噪处理与分离

人体目标相位展开后的一阶差分结果反映了呼吸心跳信号的变化情况,但是由于人体随机运动噪声、环境中其他噪声的存在,以及在实际雷达检测设备中,输入端有噪声与杂波的剩余分量,接收机内部噪声与杂波发生缓慢时变对检测带来影响。本文采用改进滑动平均滤波方法去除影响,详细计算步骤如图 9 所示,即先将相位前后差大于门限的值替换为内定插值后,再进行滑动平均滤波。

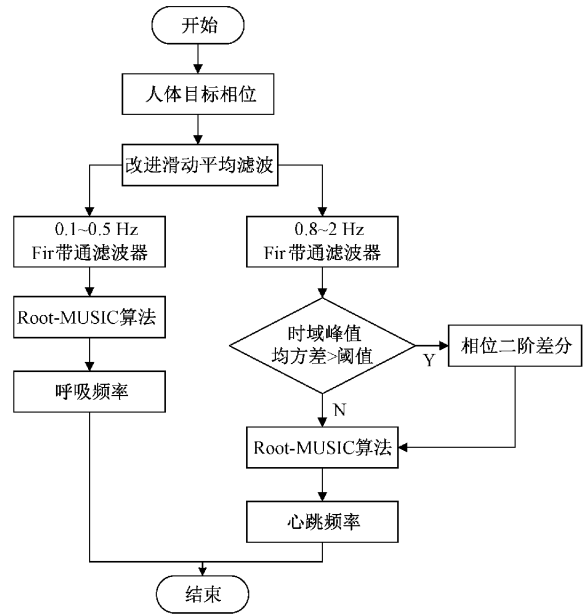


图 8 生命体征信号处理流程

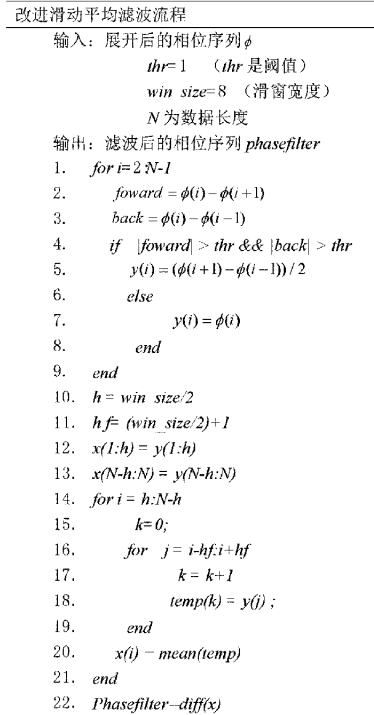


图 9 改进平滑滤波算法

接着,根据正常人体呼吸频率  $0.1 \sim 0.5$  Hz 和心跳频率  $0.8 \sim 2$  Hz,设计两个 Fir 带通滤波器从人体相位信号提取出呼吸和心跳信号,呼吸频率范围为滤波器的通带截止频率,心跳频率范围为阻带截止频率,滤波器的参数设置如表 1。

2) 呼吸谐波处理及生命体征频率估计

经过 Fir 带通滤波后的呼吸信号可以通过时域频率估计获得呼吸频率值,但是由于呼吸信号幅度远大于心跳信号

表1 滤波器参数设置

呼吸信号滤波器	心跳信号滤波器
阻带截止频率 $f_{stop} = 0.1$ Hz	阻带截止频率 $f_{stop} = 0.8$ Hz
通带截止频率 $f_{start} = 0.5$ Hz	通带截止频率 $f_{start} = 2$ Hz
滤波器阶数 $N = 40$	
滤波器采样率 $F_s = 25$ Hz	

幅度,呼吸信号对心跳信号产生谐波干扰,所以不能直接对心跳信号进行时域频率估计,需要去除呼吸信号谐波干扰,方法流程如图10所示。从时域出发,搜索心跳峰值,对所有波峰进行归一化操作,即所有峰值除以最大峰值,再计算归一化峰值的均方差处理,若计算的归一化峰值均方差大于阈值,进行二阶差分处理去除呼吸谐波,增强心跳信号;若小于阈值,无需二阶差分处理,直接进行后续处理,相位二阶差分处理计算方法与一阶差分处理相同。

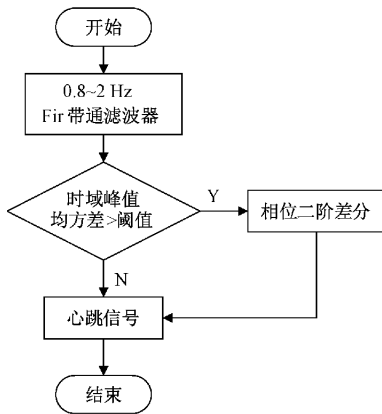


图10 心跳信号去除呼吸谐波流程

本文采用 Root-MUSIC 算法对呼吸和心跳信号进行谱估计,其步骤为如图11所示。MUSIC 是基于天线阵列协方差矩阵的特征分解类 DOA 估计算法,基本思想是利用噪声子空间和信号矢量的正交关系构造空间谱函数,具有高分辨率、准确率高等优点。但是 MUSIC 算法是通过谱峰搜索,导致计算量较大,因此,Barabell 提出改善方法,即利用多项式求根替代谱峰搜索,被称为 Root-MUSIC 算法<sup>[14]</sup>。

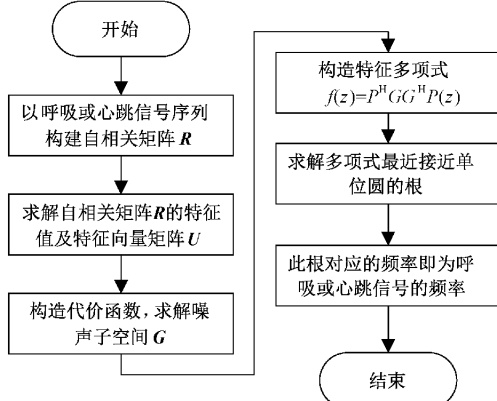


图11 Root-MUSIC 算法流程

以 Fir 带通滤波后的呼吸信号序列或二阶差分处理后的心跳信号序列  $X(n) = [x(n) \ x(n-1) \ \dots \ x(n-M)]$  为样本构造协方差矩阵  $R$ ,其中  $N$  为样本数, $M$  为自相关矩阵阶数:

$$R = \frac{1}{N-M} E[XX^H] \quad (12)$$

对自相关矩阵  $R$  进行特征分解:

$$R = U \sum U^H \quad (13)$$

式中:  $\sum = \text{diag}(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \dots, \lambda_{N-M})$  按从大到小的顺序对特征值排序:

$$\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \lambda_3 \geq \dots \geq \lambda_{N-M} \quad (14)$$

将  $M-K$  个最小特征值对应的特征向量构造噪声子空间  $G$ 。构造特征多项式  $f(z) = P^H(z)GG^H P(z)$ , 求解多项式中最接近单位圆的根,再由式(15)求得根对应得频率值,即为呼吸和心跳信号的频率。

$$W = \text{arctan}\left(\frac{\text{imag}(z)}{\text{real}(z)}\right) \quad (15)$$

### 3 实验结果及分析

#### 3.1 实验设置

使用 TI 公司的 IWR1843boost 雷达作为传感器,发射信号的频率在 77~81 GHz 范围,有 3 个 TX 天线,4 个 RX 天线<sup>[15]</sup>,雷达传感器如图12所示。

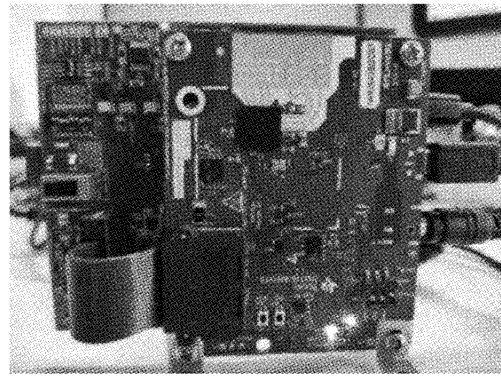


图12 IWR1843boost 雷达传感器

FMCW 雷达传感器参数设置如下:起始工作频率为 77 GHz,调频斜率  $S$  为 30 MHz/ $\mu$ s, chirp 的扫频周期为 60  $\mu$ s,每个 frame 包含 128 个 chirp 信号,frame 的周期为 40 ms,ADC 采样率  $f_{fast}$  为 10 MHz,采用一发四收模式采集人体胸腔运动信号。

为保证实验数据具有真实性,所有实验均在实际环境下进行,且在地面做好距离与角度标识,同时使用 Mindray 心电图检测仪的测量值作为参考,如图13所示。

#### 3.2 测试结果及分析

本次实验在进行数据处理时,时间窗长度为 18 s,每隔 1 s 滑动 1 次,设定存在  $W=3$  个疑似目标。首先,对采集的信号进行预处理获取人体目标相位信号。图14展示了对



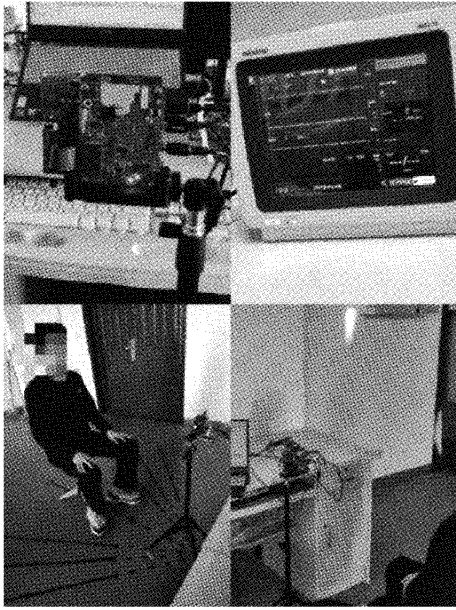


图 13 室内实验

ADC 原始数据  $y_{[n,m]}$  做非相干积累处理前后的距离维 FFT 频谱图对比,可见经过脉冲间非相干积累处理后,信号的信噪比和幅值明显提高。

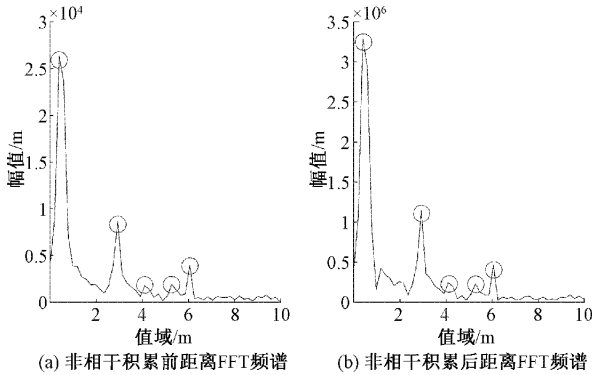


图 14 非相干处理前后的 FFT 频谱对比

图 15 直观展示 CA-CFAR 根据距离 FFT 频谱图生成的自适应检测门限。虚线代表单元平均恒虚警检测门限,实线代表中频信号数据的距离维投影,通过 CA-CFAR 自适应检测门限有效实现检测概率的最大化。

图 16 分别展示确定人体检测目标的处理过程,图 16(a) 为提取出的 3 个疑似目标相位波形;从图 16(b)和(c)中可以发现,疑似目标 1 相位随时间变化幅度很大,疑似目标 2 和疑似目标 3 的变化幅度趋近于零,根据人体与静态物体的区别利用均方差方法有效判断出疑似目标 1 为人体检测目标,提取出人体目标原始相位,如图 16(d),实验证明:本文提出的目标检测方法能够准确的从复杂环境中确定检测目标。

随后对人体相位信号去噪处理。图 17 展示人体目标原始相位和改进的平滑滤波处理后的相位信号波形,能够看到人体原始相位信号存在野值(图 17 中圆圈标记处)和噪声。

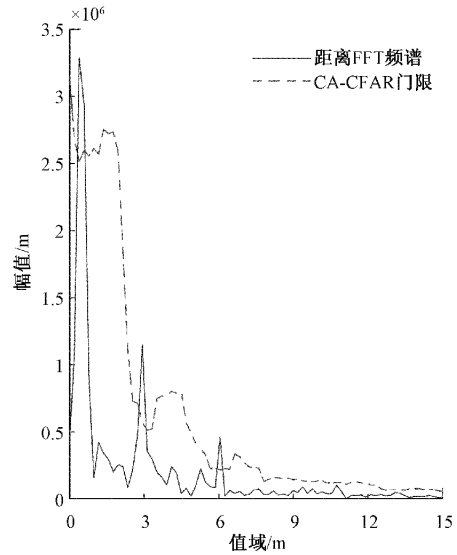


图 15 距离 FFT 频谱与 CFAR 处理

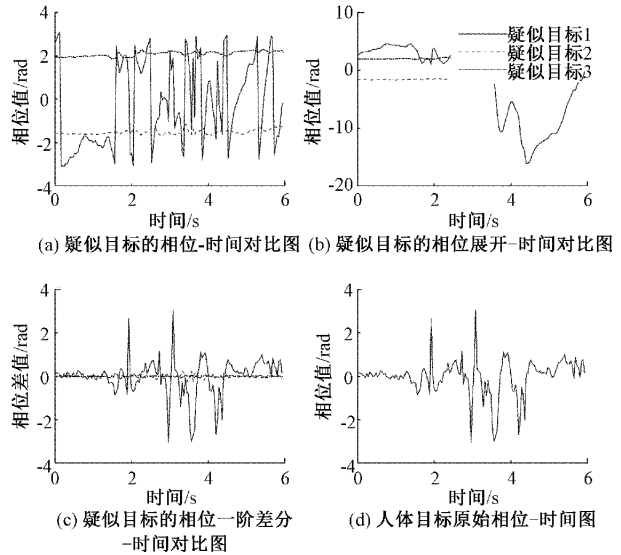


图 16 检测目标相位处理过程

通过对比,直观的看出改进平滑滤波方法能够更加有效去除野值和噪声干扰,使获得的人体目标相位信号更加平滑。

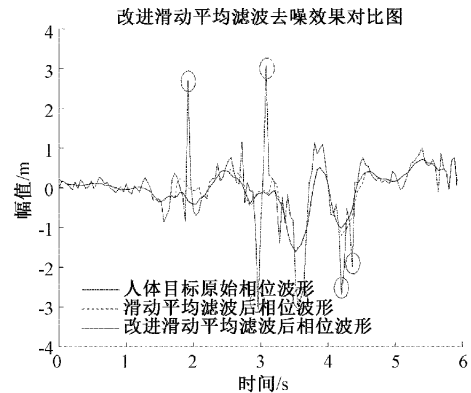


图 17 信号去噪相位波形变化

经 Fir 带通滤波获得的如图 18(a) 所示的呼吸信号和如图 18(b) 所示的心跳信号,心跳信号幅度范围在 0.1~0.5 mm 之间,从其相位图中可以发现心跳信号中存在呼吸谐波干扰,通过二阶相位差分处理后的效果如图 19 所示,心跳信号幅度在范围之内,呼吸谐波去除效果很好。本次实验利用 Root-MUSIC 算法对呼吸和心跳频率计算,呼吸频率为 17 次/min,结果与呼吸测量仪器一致,心率为 78 次/min,与心电监测仪测量结果相差 1 次/min。

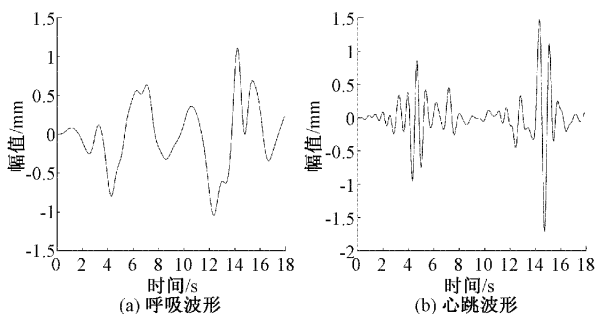


图 18 呼吸和心跳相位波形

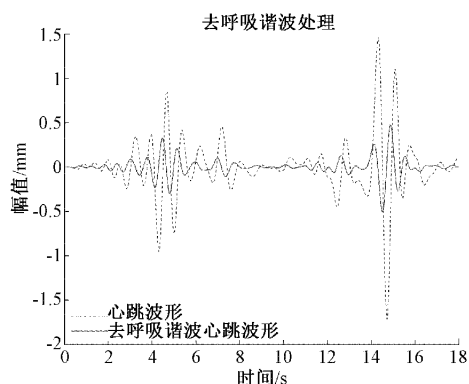


图 19 心跳信号去呼吸谐波前后相位波形

为验证本课题方法检测生命体征的准确性,使用平均绝对误差(AAE)和平均绝对误差率(AAEP)两个指标来衡量测量值与实际值之间的误差大小<sup>[16-17]</sup>,其指标定义如下:

$$E_{AAE} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |BH_{est}(n) - BH_{true}(n)| \quad (16)$$

$$E_{AAEP} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \frac{|BH_{est}(n) - BH_{true}(n)|}{BH_{true}(n)} \quad (17)$$

式中: $N$ 、 $BH_{est}(n)$ 、 $BH_{true}(n)$ 分别为总监测次数、第  $n$  次监测的测量值和参考值。

从多组实验中按顺序取出 36 组实验数据,如表 2 所示,记录每组数据的误差以及呼吸和心跳信号频率检测的 AEEP 和 AEE,其中心率检测结果的 AEEP 为 2.61%,AEE 为 1.97 bpm,呼吸速率检测结果的 AEEP 为 5.08%,AEE 为 0.94 bpm。文献[3]的滑窗 MUSIC 算法检测心率的 AEEP 为 6.7%,呼吸速率的 AEE 为 1.2 bpm;文献[4]的多距离 MUSIC 算法检测心率的 AEEP 为 4.64%;文献[5]的 MUSIC 算法检测心率的 AEEP 为 4.37%,呼吸速率的 AEEP 为 10.09%;与此相比,本文提出的检测方法检测准确率较高。表 3 分别计算了在 (0.5 m, 0°)、(0.5 m, 30°)、(0.5 m, 60°)、(1 m, 0°)、(1 m, 30°)、(1.5 m, 60°)、(1.5 m, 0°)、(1.5 m, 30°)、(1.5 m, 60°) 九个不同距离及方位角检测时的呼吸和心跳信号频率平均误差,对应的心率检测平均误差分别为 1.037%、1.394%、3.277%、2.005%、1.904%、3.839%、3.058%、2.061%、4.913%;对应的呼吸速率检测平均误差分别为 2.859%、2.705%、4.020%、2.786%、2.982%、9.27%、4.649%、5.263%、11.14%。对于心率检测,在距离 0.5 m 时误差较小,随着距离的增大,误差逐渐增大;在方位角为 30° 时误差较小,方位角为 60° 时误差较大。对于呼吸速率检测,在距离 0.5 m 和 1 m 时误差相近,距离 1.5 m 时误差明显增大,在方位角为 30° 时误差较小,方位角为 60° 时误差较大。

表 2 36 次实验中呼吸速率和心率检测结果及误差

实验次数	距离/ m	角度/ (°)	心跳			呼吸		
			实际值/bpm	测量值/bpm	误差/%	实际值/bpm	测量值/bpm	误差/%
1	0.5	0	72	70	-2.78	18	17	5.56
2	0.5	0	74	74	0.00	19	19	0.00
3	0.5	0	73	74	1.37	18	18	0.00
4	0.5	0	84	84	0.00	17	16	5.88
5	0.5	30	71	68	-4.23	15	15	0.00
6	0.5	30	69	69	0.00	16	16	0.00
7	0.5	30	74	73	-1.35	19	18	-5.26
8	0.5	30	70	70	0.00	18	19	-5.56
9	0.5	60	80	82	2.50	14	14	0.00
10	0.5	60	81	80	-1.23	19	17	10.53
11	0.5	60	79	78	-1.27	18	17	5.56
12	0.5	60	74	80	-8.11	16	16	0.00

续表 2

实验次数	距离/ m	角度/ (°)	心跳			呼吸		
			实际值/bpm	测量值/bpm	误差/%	实际值/bpm	测量值/bpm	误差/%
13	1	0	77	74	-3.90	19	20	-5.26
14	1	0	69	71	2.90	18	18	0.00
15	1	0	76	76	0.00	17	16	5.88
16	1	0	82	83	1.22	18	18	0.00
17	1	30	77	79	2.60	19	18	-5.26
18	1	30	81	78	-3.7	13	13	0.00
19	1	30	76	75	-1.32	16	16	0.00
20	1	30	81	81	0.00	15	16	-6.67
21	1	60	67	65	-2.99	19	19	0.00
22	1	60	72	65	-9.72	19	23	-21.05
23	1	60	77	78	1.30	13	12	7.69
24	1	60	74	75	1.35	12	13	-8.33
25	1.5	0	79	81	2.53	15	13	13.33
26	1.5	0	80	80	0.00	14	14	0.00
27	1.5	0	82	75	-8.54	16	16	0.00
28	1.5	0	86	85	-1.16	19	18	5.26
29	1.5	30	79	78	-1.27	19	16	-15.79
30	1.5	30	76	74	-2.63	17	17	0.00
31	1.5	30	74	74	0.00	18	18	0.00
32	1.5	30	69	66	-4.35	19	18	5.26
33	1.5	60	76	84	10.53	16	15	6.25
34	1.5	60	79	78	-1.27	18	15	16.67
35	1.5	60	75	77	2.67	19	17	10.53
36	1.5	60	77	73	5.20	18	16	11.11
			心跳平均绝对误差率		2.61%	呼吸平均绝对误差率		5.08%
			心跳平均绝对误差		1.97 bpm	呼吸平均绝对误差		0.94bpm

表 3 距离、方位角对心率和呼吸速率检测准确性的影响

距离/m	角度/(°)	心跳误差/%	呼吸误差/%
0.5	0	1.037	2.859
0.5	30	1.394	2.705
0.5	60	3.277	4.020
1.0	0	2.005	2.786
1.0	30	1.904	2.982
1.0	60	3.839	9.270
1.5	0	3.058	4.649
1.5	30	2.061	5.263
1.5	60	4.913	11.140

#### 4 结 论

本文提出一种基于 77 GHz 毫米波雷达感知生命体征检测方法,旨在提高在室内复杂环境中非接触式测量 HR 和 BR 的准确度。利用脉冲间非相干积累技术提升信号的

信噪比(SNR),并提出一种从室内复杂环境中确定检测目标的方法,利用改进平滑滤波结合相位二阶差分方法减小呼吸谐波对心跳信号的影响,通过 ROOT-MUSIC 算法得到 HR 和 BR。通过在距离雷达不同距离进行多次实验,以 Mindray 心电监测仪测量数据为参考,验证本课题方法的准确率。通过实验结果表明:所提方法在不同距离和方位角位置检测到的 HR 和 BR 的平均绝对误差分别小于 0.94 bpm 和 1.97 bpm,证明所提检测方法具有鲁棒性和准确性。后续可以进行识别多目标生命体征研究,提高雷达利用率。

#### 参考文献

- [1] 牛晨鸣,徐超,姚志明,等.基于多普勒效应雷达的非接触式实时体征信息检测系统[J].电子测量技术,2019,42(12):71-75.
- [2] XU Y K, SHI P, YU H L. Progress on human physiological parameter detection based on imaging PPG [J]. Beijing Biomed Eng, 2017,36(6):648-654.



- [3] 安东港. 基于毫米波雷达的生命体征信号检测研究[D]. 浙江:杭州电子科技大学,2020.
- [4] 杨玉玲. 基于雷达的生命体征检测技术研究[D]. 河北:燕山大学,2021.
- [5] 代霞. 基于77 GHz FMCW 毫米波雷达的生命体征检测算法研究[D]. 四川:电子科技大学,2021.
- [6] LV W J, HE W D, LIN X P, et al. Non-contact monitoring of human vital signs using FMCW millimeter wave radar in the 120 GHz band [J]. *Sensors*,2021,4(21):27-32.
- [7] BUDGE M C, BURT M P. Range correlation effects in radars [C]. *IEEE Radar Conference*, Lynnfield, MA, USA, 1993: 212-216.
- [8] 潘海鹏,邹永洋,顾敏明. 基于77 GHz毫米波雷达的非接触式精确心跳检测[J]. *传感技术学报*,2022,35(2):277-284.
- [9] ZHANG H, LI SH, JING X J, et al. The Separation of the heartbeat and respiratory signal of a Doppler radar based on the LMS adaptive harmonic cancellation algorithm [C]. *Proceedings of the 2013 Sixth International Symposium on Computational Intelligence and Design-Volume 01*, IEEE Computer Society, 2013.
- [10] 张华,荆钧尧,李盛,等. 一种生物雷达呼吸和心跳信号实时分离技术[J]. *国际生物医学工程杂志*,2013,36(6):328-331.
- [11] 沈艳林,涂亚庆,刘良兵,等. 基于相位积累的多段异频信号的频率估计算法[J]. *电子测量与仪器学报*,2013,27(1):64-68.
- [12] 陈忠诚,叶盛波,刘新,等. 一种用于生命探测雷达的目标检测算法[J]. *电子测量技术*,2019,48(18):132-137.
- [13] 冯明驰,高小倩,等. 基于立体视觉与激光雷达的车辆目标外形位置融合算法研究[J]. *仪器仪表学报*,2021,42(10):210-220.
- [14] 卢舟,孙秀斌,余菁力,等. 云闪定位数字信号处理系统设计与实现[J]. *国外电子测量技术*,2020,39(6):110-115.
- [15] AWR1843 单芯片汽车雷达传感器评估模块[J]. *传感器世界*,2020,26(1):44.
- [16] 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.
- [17] YE C, TOYODA K, OHTSUKI T. Improved sparse adaptive algorithms for accurate non-contact heartbeat detection using time-window-variation technique[C]. *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, 2018: 1-6.

#### 作者简介

景会成,硕士,副教授,主要研究方向为微信息化技术、智能技术及应用。

白英杰,硕士,主要研究方向为人工智能技术及应用。

E-mail: baiyingjie543@126.com