

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2025.05.009

基于毫米波雷达的非接触式生理体征信号监测与处理技术综述

张夏¹, 徐宇群², 应敏杰², 李咏臻¹, 胡兆燕², 陈正龙^{1,2}

(1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093;

2. 上海健康医学院医疗器械学院, 上海 201318)

【摘要】生理体征信号监测是保障健康的首要环节, 基于毫米波雷达的非接触式生理体征信号监测系统可以克服接触式监测给患者带来的不便, 在确保精确度的基础上使监测更加舒适无感, 在医疗健康监测领域具有重要的应用价值。该文首先从毫米波雷达的监测原理与医疗应用出发, 简要阐述毫米波雷达系统的功能模块、技术参数及可监测的生理体征信号, 接着对比了研究中常用的商用雷达芯片, 重点讨论毫米波雷达系统各信号处理阶段的关键算法, 最后总结了毫米波雷达非接触式生理体征信号监测技术的优势及不足之处, 并对其未来发展进行了展望。

【关键词】毫米波雷达; 生理体征信号监测; 非接触式监测; 信号处理

【中图分类号】R318, TN957.51

【文献标志码】A

文章编号: 1674-1242(2025)05-0659-15

A Review of Non-Contact Vital Signs Monitoring and Processing Technology Based on Millimeter-Wave Radar

ZHANG Xia¹, XU Yuqun², YING Minjie², LI Yongzhen¹, HU Zhaoyan², CHEN Zhenglong^{1,2}

(1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. School of Medical Instrument, Shanghai University of Medicine and Health Sciences, Shanghai 201318, China)

【Abstract】Vital signs monitoring is essential to good health. Non-contact vital signs monitoring systems based on millimeter-wave radar offer a solution to the inconveniences associated with contact-based monitoring while ensuring precision and enhancing comfort. It holds significant practical value in the field of medical and healthcare monitoring. Beginning with an introduction to the detection principles and medical applications of millimeter-wave radar, this article briefly elaborates on the functional modules, technical parameters, and vital signs that can be monitored by millimeter-wave radar systems. Then, it compares commonly used commercial radar chips in literature, with a special emphasis on discussion of the key algorithms in each signal processing stage of millimeter-wave radar systems. Finally, it summarizes the advantages and disadvantages of millimeter wave radar technology in non-contact vital signs monitoring, and presents prospects for its future development.

【Key words】Millimeter-Wave Radar, Vital Signs Monitoring, Non-Contact Monitoring, Signal Processing

收稿日期: 2024-09-11。

作者简介: 张夏(2000—), 硕士研究生, 研究方向: 信号处理、医疗器械研发。

0 引言

人体的生理体征信号与其健康状态息息相关。其中，最关键的生理体征信号包括血压（Blood Pressure, BP）、体温（Temperature）、脉搏率（Pulse Rate, PR）和呼吸频率（Respiratory Rate, RR）^[1]。临床中，测量生理体征信号并在某些关键指标超出正常范围时及时进行详细的检查与诊断，可以预防健康状况恶化、降低发病率与死亡率并减少医疗成本^[2]。生理体征信号监测技术可分为接触式与非接触式两种。当前，接触式生理体征信号监测技术是临床应用的主流。以接触式传感器与电极为代表的监测设备可实现对心率（Heart Rate, HR）、呼吸率、血压、血氧饱和度、体温和心电等多种生理体征参数的测量，以其准确性与可靠性成为临床首选。与此同时，接触式生理体征信号监测也存在操作复杂、无法长期监测和易于造成患者不适等问题^[3]。相对而言，非接触式生理体征信号监测技术可以克服接触式生理体征信号监测技术的固有弊端。如今一些典型的非接触监测技术，如基于压电传感器或光纤光栅传感器的心冲击图（Ballistocardiogram, BCG）^[4,5]、基于光学成像的光电容积脉搏波法（Photoplethysmography, PPG）^[6]、红外成像^[7]、音频^[8]和毫米波雷达^[9]等，同样可以监测心率、呼吸率、血压和体温等生理体征信号。但在某些生理体征信号的监测上，非接触式监测技术易受外界干扰，准确度较差且不能获取生物电信号，因此未能在临床应用上替代传统接触式监测技术。

基于毫米波雷达的非接触式生理体征信号监测，作为一种新兴的非接触式监测技术，在对呼吸率和心率这两种重要生理体征信号的非接触式持续监测上展现出了巨大的潜力^[10]。一些研究也初步表明，毫米波雷达还可用于监测连续血压^[11,12]、心率变异性（Heart Rate Variability, HRV）^[13-15]和腹内压^[16,17]等参数。毫米波雷达的高精度、强穿透性、较好的抗干扰性和隐私性^[18]等特点决定了其在生理体征信号监测应用方面的可行性与可靠性。在获得雷达信号原始数据后，需要对其进行一系列数字信号处理以获得生理体征信号。通常，处理流程可细分为目标监测、相位解调、信号分离与重建和生理体征

信号估计。近年来，每个流程都涌现出了一些新的处理技术与算法。

1 毫米波雷达生理体征信号监测原理与医疗应用

1.1 毫米波雷达生理体征信号监测原理

毫米波通常指频率范围在30~300 GHz的电磁波。在非接触式生理体征信号监测中广泛应用的毫米波雷达可分为连续波（CW）雷达、超宽带（UWB）脉冲雷达和调频连续波（FMCW）雷达^[19]。其中，FMCW雷达兼具连续波雷达结构简单、低功耗与超宽带雷达高空间分辨率、强鲁棒性的特点。在生理体征信号监测中，FMCW雷达还因其体积小、能实时监测和低峰值功率下具有高信噪比^[20]的特点，更适合在临床应用。FMCW雷达可细分为线性调频连续波（Linear Frequency-Modulated Continuous-Wave, LFMCW）雷达与步进调频连续波（Stepped Frequency Continuous-Wave, SFCW）雷达^[9]。在生理体征信号监测的应用中，LFMCW雷达更为常见，本文主要围绕其原理、硬件及算法进行介绍。

FMCW雷达通常由本振电路（Local Oscillator, LO）、发射天线（Tx）、接收天线（Rx）、射频放大器（Radio-Frequency Amplifier）、混频器（Mixer）、模数转换器（Analog to Digital Converter, ADC）、数字信号处理器（Digital Signal Processor, DSP）等部分组成，通过多普勒效应测量特定范围内多个目标的距离和速度信息。图1为FMCW雷达系统框图。

在FMCW雷达系统的硬件部分中，自激正弦波振荡器（本振电路）产生高频振荡的电信号，并使用锁相环（Phase Locked Loop, PLL）进一步提高信号的精度与稳定性。之后信号经射频放大器放大后由发射天线发射，经目标表面反射后的信号由接收天线接收并由射频放大器放大。同一时刻的发射信号与接收信号在混频器内混合产生中频信号，再由滤波器滤除部分杂波、电压增益器放大信号及模数转换器转换为数字信号，最终送入数字信号处理器进行处理得到结果。

1.2 毫米波雷达特征信息

在FMCW雷达工作过程中，主要产生三种信号：发射信号、接收信号和中频信号。本振电路产

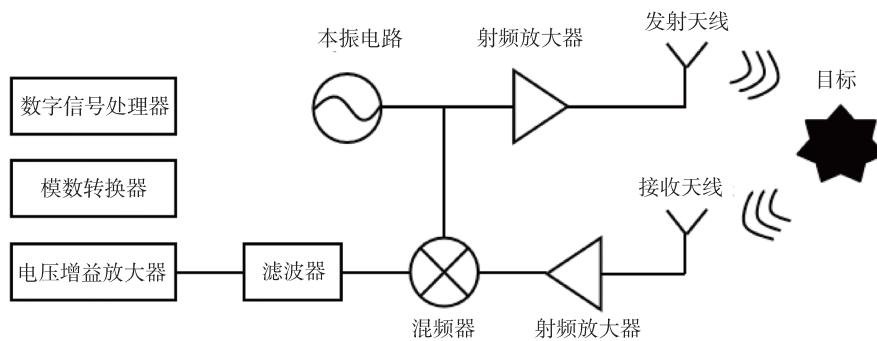


图 1 FMCW 雷达系统框图
Fig.1 Block diagram of the FMCW radar system

生毫米波，经过放大后由发射天线向目标发射。其发射信号 $s(t)$ 是一种频率随时间线性增加的调频信号，也称为 Chirp。

$$s(t) = A_T e^{j(2\pi f_c t + \pi \frac{B}{T_c} t^2)} \quad (1)$$

其中， A_T 是 Chirp 的幅度； f_c 是 Chirp 的初始频率； t 是时间； B 是带宽； T_c 是 Chirp 的持续时间。

发射信号经空气传播到目标，再经目标表面反射后由接收天线接收，形成接收信号 $r(t)$ 。其间存在延迟 t_r 。

$$t_r = \frac{2R}{c} \quad (2)$$

$$r(t) = A_T \alpha e^{j(2\pi f_c(t-t_r) + \pi \frac{B}{T_c}(t-t_r)^2)} \quad (3)$$

其中， R 为目标到雷达的距离； c 为光速； α 为反射系数，取决于距离 R 、目标的面积和材质等因素^[21]。发射信号与接收信号之间的关系如图 2 所示。

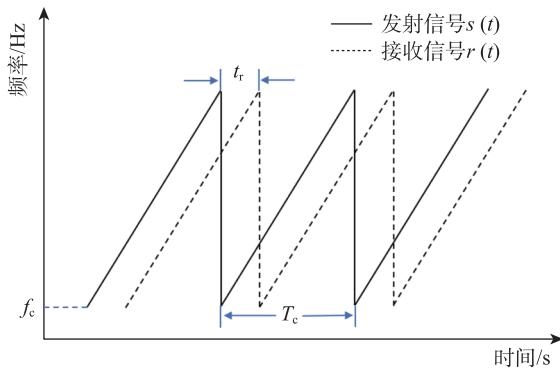


图 2 线性调频信号示意
Fig.2 Schematic diagram of chirp signal

将发射信号与接收信号在混频器中混频得到中频 (Intermediate Frequency, IF) 信号 $b(t)$ 。

$$b(t) = s(t)r(t) \approx A_T \alpha e^{j(4\pi \frac{B R}{c T_c} t + \frac{4\pi}{\lambda} R)} = A_T \alpha e^{j(f_b t + \phi_b)} \quad (4)$$

其中， λ 为雷达波长； f_b 为反射信号的频率； ϕ_b 为反射信号的相位。

将 IF 信号进行傅里叶变换 (Fourier Transform, FT)，可以得到不同的距离区间。雷达能分辨的不同目标间的最小距离称为距离分辨率 d_{res} 。

$$d_{res} = \frac{c}{2B} \quad (5)$$

当存在于距离区间 d_i 的目标产生微小运动 $v_i(t)$ 时，回波信号的相位 $\phi_i(t)$ 中将带有该运动信号，即 $\phi_i(t)$ 受 $v_i(t)$ 调制。两者的关系为

$$\phi_i(t) = \frac{4\pi(d_i + v_i(t))}{\lambda} \quad (6)$$

当雷达位置固定且目标为静止的人体时，相位差与微动信号成正比^[19]。通过解调相位提取微动信号。人体微动信号主要由呼吸和心跳叠加构成，从中可以分离出呼吸信号和心跳信号。在此基础上可以计算呼吸率、心率、心率变异性等生理特征参数，从而评估呼吸系统与心血管系统功能。图 3 展示了 FMCW 雷达信号预处理流程。

单发单收 (Single-Input Single-Output, SISO) FMCW 雷达可以分离不同距离的目标并获取其运动信息，但无法分辨目标的角度。单发多收 (Single-Input Multiple-Output, SIMO) 或多发多收 (Multiple-Input Multiple-Output, MIMO) 的均匀分布的 FMCW 雷达则可以监测目标反射信号的到达角 (Angle

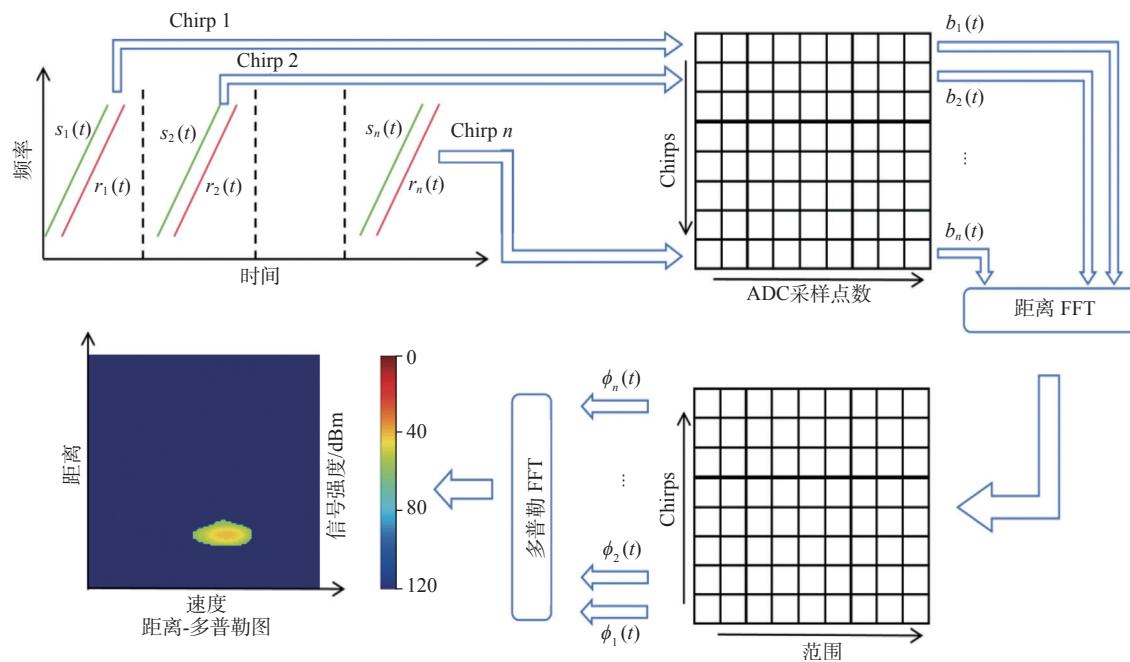


图 3 FMCW 雷达信号预处理流程
Fig.3 FMCW radar signal pre-processing procedure

of Arrival, AOA)。设均匀分布的 N 个 Rx 天线间距为 d , AOA 为 θ , 则天线阵列接收到的信号为

$$\mathbf{y}(\mathbf{t}) = [y_0(\mathbf{t}), y_1(\mathbf{t}), \dots, y_{N-1}(\mathbf{t})]$$

$$\begin{aligned}
 &= [\mathbf{x}(\mathbf{t}) + \mathbf{n}_0(\mathbf{t}), \mathbf{x}(\mathbf{t}) \exp(-j2\pi f_0 \frac{d \sin \theta}{c}) + \\
 &\quad \mathbf{n}_1(\mathbf{t}), \dots, \mathbf{x}(\mathbf{t}) \exp(-j2\pi f_0 \frac{(N-1)d \sin \theta}{c}) + \mathbf{n}_{N-1}(\mathbf{t})] \\
 &= \mathbf{x}(\mathbf{t}) [1, \exp(-j2\pi f_0 \frac{d \sin \theta}{c}), \dots, \\
 &\quad \exp(-j2\pi f_0 \frac{(N-1)d \sin \theta}{c})] + \mathbf{n}(\mathbf{t}) \\
 &= \mathbf{x}(\mathbf{t}) \cdot \mathbf{a}(\theta) + \mathbf{n}(\mathbf{t})
 \end{aligned} \tag{7}$$

其中, $y_i(\mathbf{t})$ 代表第 i 个接收天线接收到的回波信号 ($i \in \{0, 1, \dots, N-1\}$), $\mathbf{n}_i(\mathbf{t})$ 为噪声 ($i \in \{0, 1, \dots, N-1\}$); θ 是目标相对雷达的到达角。每个 Rx 天线接收到的信号可以视作发射信号与噪声的叠加。由于 Rx 天线到目标的距离不同, 发射信号经目标表面反射后到达各个 Rx 天线的时间不同, 因此可提取出公共的发射信号 $\mathbf{x}(\mathbf{t})$ 。随机噪声 $\mathbf{n}_i(\mathbf{t})$ 则可表示为噪声矩阵 $\mathbf{n}(\mathbf{t})$ 。通过角度快速傅里叶变换 (Fast Fourier Transform, FFT)、波束成形和多重信号分类 (Multiple Signal Classification, MUSIC) 等算法, 可以计

算出 $\mathbf{a}(\theta)$ 从而估计 AOA。获取 AOA 后, 可以定位信号源相对雷达的角度, 对来自 AOA 的信号施加增益即可提高阵列接收的信噪比。此外, AOA 可用于目标的 2D 轮廓成形。如图 4 所示, 计算距离 - 角度单元的反射信号强度, 可以构造距离 - 角度图。

当进行多目标到达角估算时, 需要考虑雷达系统分辨多目标之间最小角度的能力, 即雷达系统的角度分辨率 θ_{res} , 计算公式为

$$\theta_{\text{res}} = \frac{\lambda}{Nd \cos \theta} \tag{8}$$

其中, N 为接收天线数量; θ 为目标角度。当雷达天线间距 d 为雷达波长的一半且目标角度为 0 时, 由式 (8) 可知天线数量越多, 角度分辨率越高。通常雷达芯片的物理天线数量有限, MIMO 雷达系统通过 N 个接收天线与 M 个时分复用 (Time-Division Multiplexing, TDM) 的发射天线组成 NM 个接收天线的虚拟雷达接收天线阵列, M 个发射天线分时发送信号, N 个接收天线持续接收, 从而将接收天线数量从 N 个扩展为 NM 个, 进而提高角度分辨率。虚拟雷达阵列能更好地计算多目标的参数^[22]。此外, 互相垂直的两组雷达阵列能够测量物体垂直与水平两个方向的 AOA, 进而

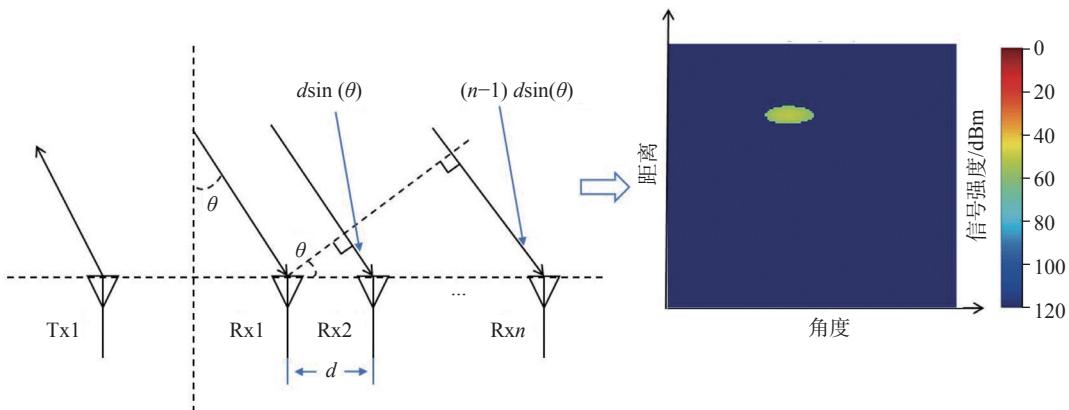


图 4 FMCW 雷达天线阵列计算距离-角度原理
Fig.4 Principle of range-angle calculation for FMCW radar antenna arrays

计算出物体的三维位置。对特定部位定位并提取其包含的微多普勒信号有助于减少杂波干扰，提高参数监测的准确度^[23]。

1.3 毫米波雷达监测的医疗应用

在医疗领域，利用毫米波雷达可以在生理体征、睡眠和跌倒等多方面进行连续非接触式监测。得益于毫米波雷达的低功耗、高集成度与小体积，毫米波雷达监测适用于医疗应用的许多场景。如表 1 所示，FMCW 雷达对一些监测参数具有良好的鲁棒性与监测精度。然而，毫米波雷达监测也存在一定的局限性：①只能监测与体动相关的生理体征参数（如呼吸、心率、血压等），而无法测量与生物电信号相关的生理参数；②特定的雷达算法只适用于特定场景或人体特定姿势，而真实场景下性能有所降低。

表 1 毫米波雷达监测生理体征参数总结

Tab.1 Summary of vital signs monitoring using millimeter-wave radar

监测参数	监测参数	参考文献
呼吸率心率	MERCURI M, 王笑竹, 等	[24,45]
心率变异性	SAKAMOTO T, LYU W, 等	[13,14]、[55,58]
血压	BUXI D, KIM Y	[11,12]
腹内压	TANG H, TAYEBI S	[16,17]

2 商用毫米波雷达芯片概述

毫米波雷达是一种高精密、高集成化的芯片产品，对部分偏向雷达应用的研究者而言，自行研制雷达的难度与成本巨大，使用市面上较为成熟的商用毫米波雷达芯片进行研究是一种更经济的选择。

通常，商用毫米波雷达芯片所需的天线、微处理器与 DSP 均被集成在一个芯片上。用于生理体征信号监测的毫米波雷达工作频段通常为 24GHz、60GHz 与 77GHz，其中 60GHz 及以上的高工作频段可带来更好的监测精度。大部分研究者可以选用市面上现有的雷达芯片产品结合自己开发的控制板，在上位机上进行相关生理体征信号监测算法的研究。图 5 为相关生理体征信号监测的参考文献中提及的常用雷达芯片，这里我们对市场占有率最高的 Texas Instruments 公司的 AWR 系列和 IWR 系列芯片，以及 Infineon 公司的 BGT 系列芯片进行简要介绍。

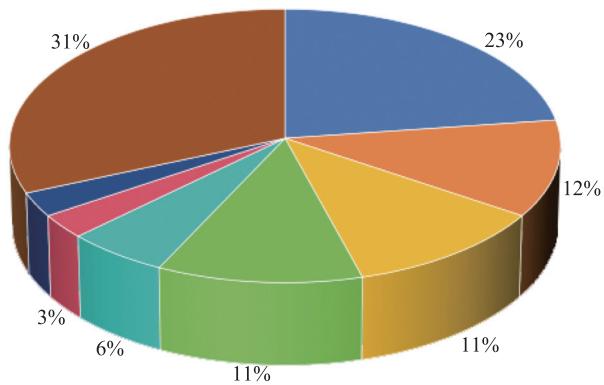


图 5 商用毫米波雷达芯片使用率
Fig.5 Utilization rate of commercial millimeter-wave radar chips

Texas Instruments 公司的 AWR 系列的规格与 IWR 系列类似。AWR 主要为汽车级器件，IWR 为工业级器件。两者在安全认证等级等方面有所区别。IWR1642 与 IWR1843 是基于 FMCW 雷达技术的集成式单芯片毫米波传感器，能够在 76~81GHz 频带工作，

具有高达4GHz的连续线性调频脉冲。芯片具有低功耗和小尺寸的特性，适用于低功耗、自监控、超精准雷达系统。单片IWR1642包括2Tx、4Rx系统，单片IWR1843包括3Tx、4Rx系统（带内置PLL和模数转换器）。IWR1843还集成了用于进行前端配置、控制和校准的ARM R4F子系统，只需进行简单的编程，即可进行动态重新配置以实现多模传感器。此外，相对于其他雷达只执行信号采集与传输功能，IWR1843还具有硬件加速器区块（HWA），可执行数字信号处理，并且有助于更高级的算法在DSP上运行。

Infineon公司的BGT60TR13C是基于FMCW雷达技术的集成单芯片毫米波传感器。BGT60TR13C能够在58~63.5GHz频带工作，并具有高达5.5GHz的连续线性调频。单片BGT60TR13C具备1Tx与3Rx（带内置PLL和高精度、高采样率的模数转换器）。该传感器主要由前端、雷达信号处理部件和应用处理器组成。此外，BGT60TR13C具备低功率模式并使用有限状态机控制芯片运行。

上述三款雷达芯片性能参数对比如表2所示。其中，工作频带决定了雷达的理论监测精度；收发天线数量可以支持雷达组成MIMO系统；Tx功率可以提高信号强度以扩大监测范围。

表2 三款雷达芯片性能参数对比
Tab.2 Comparison of the performance parameters of the three radar chips

	IWR1642 ^[59]	IWR1843 ^[60]	BGT60TR13C ^[61]
工作频带 /GHz	76~81	76~81	58~63.5
收发天线	2Tx、4Rx	3Tx、4Rx	1Tx、3Rx
Tx 功率 /dBm	12.5	12	6
尺寸 /mm ²	10.4×10.4	10.4×10.4	6.5×5.0
片上存储容量 /MB	1.5	2	2
最大探测范围 /m	37	37	15
FoV	60	60	90 (HPBW)
接口	CAN, I2C, LVDS, QSPI, SPI, UART	CAN, CAN-FD, I2C	SPI

3 毫米波雷达信号处理算法

毫米波雷达的信号处理算法是整个非接触式生理体征信号监测的核心部分。算法的优劣直接决定

了监测的性能。通常，信号处理算法的流程依次分为目标监测与定位、相位解调、信号分离与重建和生理体征信号估计。通过这一系列处理，从微多普勒信号中提取出所需的生理体征信号，并以一个更为直观的方式展现出来。近年来，人工智能的发展为毫米波雷达的信号处理提供了新方法。

在信号处理算法的不同阶段，本文对同一段雷达信号进行处理，以对比其中常见算法的性能。其中，处理平台为Intel(R) Core(TM)i5-10600KF CPU和RAM 32.0 GB DDR4的Windows 11系统；信号处理软件为VS Code与Python 3.10.11。雷达信号来源为：使用Infineon公司的BGT60TR13C芯片及其开发板采集的两段反射信号：一段是60s的正常27岁男性信号，另一段是10s的混合信号（包含正常27岁男性和正常23岁女性）。采集环境模拟日常环境，包含墙面、周围静止的非金属杂物。雷达正对受试者，探测距离为1~2 m。算法运行时间均通过重复运行100次后取平均值计算。雷达采集参数如表3所示。

表3 雷达采集参数
Tab.3 Radar acquisition parameters

参数	值
起始频率 /GHz	58
带宽 /GHz	5
线性调频脉冲斜率 / (MHz/μs)	33.33
ADC 采样率 / (MHz/s)	1
帧率 /Hz	20
样本数	128
啁啾数	8
距离分辨率 /m	0.03
Rx 数	3

3.1 目标监测与定位算法

生理体征信号监测中的目标通常是人或人体某一运动的部位，如呼吸导致的胸腹运动或心跳引起的胸腔周期性震动。在毫米波雷达的生理体征信号监测中，目标监测是一项重要任务，其本质是将输入信号和噪声阈值等做比较，从而区分运动的目标与静止的周边环境。目标监测过程中，干扰和噪声会导致虚警，而虚警会带来严重的资源浪费。系统希望在监测概率 P_d 尽可能大的同时，

将虚警概率 P_{fa} 控制在一定范围内，所以设计监测阈值时要综合考虑对 P_d 和 P_{fa} 的影响。监测到目标后，通过算法获取其相对雷达的距离与角度信息，进而定位目标，对其进行持续跟踪，或者采集目标的回波信号。

目标监测算法通常有动目标显示 (Moving Target Indication, MTI) 滤波与恒虚警率监测 (Constant False Alarm Rate Detector, CFAR) 两种。MTI 算法利用多普勒效应来区分静止物体并对其进行滤波。根据多普勒效应，静止物体回波信号的频率不会改变，而运动目标的回波信号会发生频移，据此可以提取目标信号。CFAR 算法的阈值能够根据噪声功率估计值自适应于待处理数据，通过调节阈值因子 α ，将虚警率 P_{fa} 保持在指定值。CFAR

算法原理如图 6 所示。经典的 CFAR 包括单元平均恒虚警 (CA-CFAR)、最大选择恒虚警 (GO-CFAR) 和最小选择恒虚警 (SO-CFAR)，确定一个窗口的信号并对其进行划分出保护单元、被测样本 D ，由保护单元前后的信号估计噪声，最后对比前后噪声，判断被测样本属于噪声还是目标。在研究中，为了更好地区分目标与噪声，CFAR 算法产生了一些改进算法。景会成等^[25] 采用一维 CA-CFAR 搜索多个距离门，再对疑似目标进行相位展开与相位一阶差分，均方差比较后确定人体目标。Gao 等^[26] 为 CFAR 设计了一个基于最大似然估计法的阈值触发模块以改善噪声功率估计。Wang 等^[27] 则通过多接收天线采用 2D CFAR 进一步确定目标存在的空间位置。

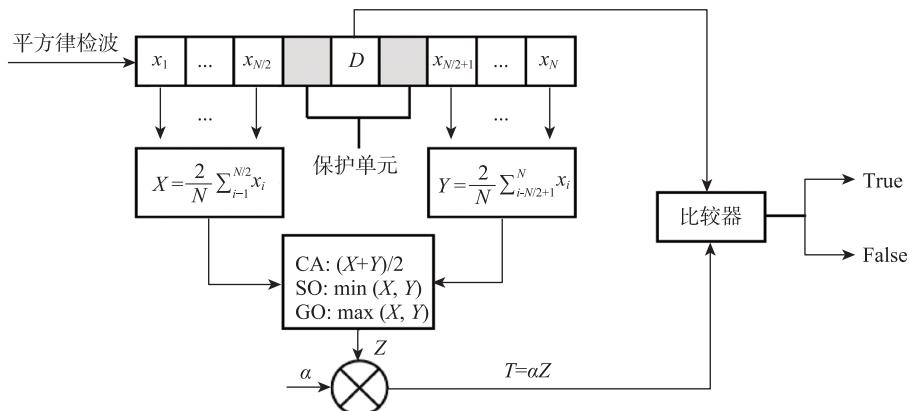


图 6 CFAR 算法原理
Fig.6 CFAR algorithm principle

目标定位算法通常有数字波束成形 (Digital Beamforming, DBF) 算法、多重信号分类 (MUSIC) 算法、最小方差无畸变响应 (Minimum Variance Distortionless Response, MVDR) 算法和基于旋转不变性技术的信号参数估计 (Estimation of Signal Parameters via Rotational Invariance Techniques, ESPRIT) 算法。DBF 算法通过对从不同方向接收到的信号进行合理的时延调整，然后对其求和，增强来自特定方向的信号，并抑制来自其他方向的信号；MUSIC 算法属于子空间算法，利用导向矢量与噪声子空间的正交性来估计信号的入射方向和信号强度。MVDR 算法通过线性组合阵列接收器中

的信号；计算其最优权向量，使阵列在某一指向上的响应在有信号时最大化，而在无信号时抑制干扰和噪声；ESPRIT 算法也属于空间算法，它利用子阵间信号子空间的旋转不变性推导信号的角度和频率参数。马萌恩^[28] 实现了级联系统的数字波束形成技术，调整天线单元的加权向量，将增益集中于目标信号方向。于书慧^[29] 采用基于 MVDR 的多天线融合技术来定位目标，在约束目标方向增益不变的同时，调节角度权重（转向向量），使波束形成器的输出总能量最小，即可输出最小的干扰和噪声功率，从而实现对干扰和噪声信号的抑制。刘娜^[30] 采用动目标显示滤波来抑制静态杂波，结合波束扫

描的方式获取目标方位谱，从而定位目标；同时引入发射天线时分复用模式来扩展虚拟天线，形成指向人体目标的窄波束，增强人体回波信号。梁菁菁^[31]将 OS-CFAR 与 MVDR 相结合，先确定多目标的距离，再通过 MVDR 计算出其存在角度，从而实现多目标定位。袁新芳等^[32]采用奇异值分解（Singular Value Decomposition, SVD）算法消除矩阵中较大的奇异值点，进而消除强背景噪声。

此外，也可以通过附加其他传感器辅助毫米波雷达进行定位。Dai 等^[33]提出了将双目深度相机与毫米波雷达相结合的方式。双目深度相机先应用 YOLO v5s 神经网络完成人体监测，再利用 Deep-SORT 算法跟踪人体运动轨迹并实时计算目标的距离信息，毫米波雷达可根据目标及其距离信息获取生理体征信息。值得注意的是，毫米波雷达在汽车等行业的应用中，主要作为测距、定位设备。使用其他硬件设备替代毫米波雷达完成目标监测与定位，可以提升毫米波雷达在监测呼吸心率上的处理

速度。在简单环境的单目标监测中，这种提升几乎可以忽略不计。但在多目标监测与复杂环境下，该方法可以简化雷达信号处理算法并提高监测精度。

总体来说，对比 MTI 与 CFAR，MTI 算法能很好地区分运动目标与静止目标，但对于低速目标的监测效果不理想；CFAR 算法主要用于过滤背景杂波，相对而言能保留更多的微多普勒信息，对低速生理体征信号的损失更小。2D CFAR 算法的准确度在复杂环境下有所提升，但对雷达硬件和处理器的运算速度要求更高。DBF 算法因计算复杂度低而适用于实时运算场景。对于多目标监测或对目标监测的角分辨率要求较高时，MUSIC 算法、MVDR 算法与 ESPRIT 算法能在牺牲运算时间的前提下提供更高的空间分辨率。相较于 MUSIC 算法，ESPRIT 算法在计算复杂度上通常更低，是一种能兼顾精确度与计算复杂度的算法，运行于高算力平台上时，可以胜任实时监测任务。

上述几种算法的性能对比如表 4 所示。

表 4 目标监测与定位算法性能对比
Tab.4 Comparison of the performance of object detection and localization algorithms

用途	算法名称	输入数据量 / 帧	目标数 / 个	运行时间	准确程度
目标距离	MTI	1	1	2.55ms ± 76.4μs	高
		1	2	2.59ms ± 87.7μs	中
	CA-CFAR	1	1	(213 ± 6) μs	高
		1	2	(217 ± 7.1) μs	低
	OS-CFAR	1	1	(510 ± 4.4) μs	高
		1	2	(523 ± 11.5) μs	中
目标角度	DBF+3D-FFT	1	1	7.64ms ± 453μs	高
		1	2	7.69ms ± 491μs	高
	MUSIC	1	1	2.27ms ± 91.6μs	极高
		1	2	2.18ms ± 25.2μs	极高
	MVDR	1	1	3.57ms ± 144μs	极高
		1	2	3.63ms ± 148μs	极高
	ESPRIT	1	1	(108 ± 9.43) μs	高
		1	2	(112 ± 10.8) μs	高

3.2 相位解调算法

雷达回波信号中的相位信息带有目标的运动信息，即生理体征信号监测所需的微多普勒信号。在实际应用中，回波信号还带有毫米至厘米级的随机

体动干扰。两者的叠加形成载波中的微多普勒相位调制。因此，微多普勒相位解调的准确性和可靠性尤为重要。此外，在相位解调之前，还需保证相位质量，对此通常进行去除复信号的同相分量和正交

分量的直流值等操作。采用基于非线性最小二乘估计 (Non-Linear Least-Squares, NLLS) 的圆拟合对 I/Q 信号进行标定, 再通过星座图离散数据中心消除直流偏置^[34]。

基本的相位解调算法包括线性近似法和反正切法 (Arctan)。线性近似法局限较大, 而反正切法可以同时利用实部与虚部的信息来恢复相位, 但解调范围有限, 通常为 $(-\pi/2, +\pi/2)$, 超过该范围的部分会发生相位缠绕, 需要使用进一步的相位解缠绕算法^[35]。

相位解缠绕算法主要有 Unwrap 法、Itoh 法与微分交叉相乘 (Differentiate and Cross-Multiply, DACM) 法。Unwrap 法可以检查相位跳变处并进行补相^[30]。Itoh 法是对 Unwrap 法的总结和完善。DPCM 法将 arctan 函数转变为导数运算, 再利用累积和代替积分改善相位模糊^[35]。相位展开后进行相位差分可有效抑制相位漂移^[32]。Wen 等^[58]采用改进的微分交叉相乘 (Modified Differentiate and Cross-Multiply, MDPCM) 法实现整个共域的线性解调。

以上几种相位解缠绕算法的性能对比如表 5 所示。

表 5 相位解缠绕算法性能对比

Tab.5 Comparison of the performance of phase unwrapping algorithms

算法名称	输入数据量 / 帧	运行时间
Arctan+Unwrap	1200	$(96.8 \pm 12) \mu s$
DPCM	1200	$4.41ms \pm 38.4\mu s$
MDPCM	1200	$2.84ms \pm 23.1\mu s$ ^[62]

3.3 信号分离与重建算法

微多普勒信号主要是呼吸、心跳与人体随机运动的叠加。信号分离与重建算法负责将杂糅的信号分离成单独的呼吸信号与心跳信号, 并对其进行降噪与强化。这一步往往是整个信号处理过程中最复杂、耗时的。

在实验应用中, 主要有维纳滤波、卡尔曼滤波和自适应滤波等算法。景会成等^[25]先采用改进滑动平均滤波消除上一级噪声, 再由正常人体呼吸频率与心率设计有限长单位冲激响应 (Finite Impulse Response, FIR) 带通滤波器, 分离与重构呼吸和心跳信号。刘娜^[30]分别采用 4 阶和 8 阶巴特沃斯 IIR

滤波器来分离呼吸与心跳信号。胡杨杨^[36]设计了一个 4 阶切比雪夫 IIR 滤波器用于提取呼吸信号。王珏琪^[37]采用 12 阶椭圆 IIR 滤波器, 设置带通和带阻截止频率后成功得到呼吸信号, 但得到的心跳信号质量较差。温鹏举^[38]采用最小均方 (Least Mean Square, LMS) 自适应谐波消除算法来抑制生理信号中的谐波干扰。相较于 LMS 自适应滤波, 任文^[39]采用收敛速度更快、更稳定的递归最小二乘 (Recursive Least Squares, RLS) 自适应滤波来抑制呼吸谐波。琚泽东等^[40]提出了一种基于腹部和胸部的双监测点噪声抵消算法, 主要将腹部与胸部信号作为参考信号和原始信号输入自适应滤波器, 当信噪比 (Signal-to-Noise Ratio, SNR) 最小时输出信号。

小波变换算法可以克服短时傅里叶变换 (Short-Time Fourier Transform, STFT) 不能同时具备高频率分辨率和高时间分辨率的问题。为此, 可采用 Coiflet 小波基同时从体动信号中分离出呼吸和心跳信号^[39]。经验小波变换 (Empirical Wavelet Transform, EWT) 将经验模态分解 (Empirical Mode Decomposition, EMD) 与小波变换相结合, 兼顾灵活性与分辨率。Ling 等^[41]先使用自适应陷波滤波器 (Adaptive Notch Filter, ANF) 进行第一次滤波, 以抑制呼吸谐波, 再使用 EWT 分离出心率信号。伊勋鹏^[42]提出了一种主要由 R-EWT (Robust Empirical Wavelet Transform) 与 F-EWT (Fourier-Based Empirical Wavelet Transform) 构成的二重经验小波变换 (Binary Empirical Wavelet Transform, BiEWT) 算法, 引入先验经验机制以逐步降噪并重构心跳信号。对比 EWT 算法和小波降噪 (Wavelet Noise Reduction, WNR) 算法, BiEWT 算法的 SNR 有所提升。

在模态分解算法中, 主要有经验模态分解 (Empirical Mode Decomposition, EMD)、集成经验模态分解 (Ensemble Empirical Mode Decomposition, EEMD) 和变分模态分解 (Variational Mode Decomposition, VMD) 等算法。马萌恩^[28]采用了自适应噪声完备集合经验模态分解 (Complete Ensemble Empirical Mode Decomposition with

Adaptive Noise, CEEMDAN) 算法, 实现噪声带宽和幅度的稳定, 并通过逐次模态提取得到更好的本征模函数 (Intrinsic Mode Function, IMF) 分量。为了解决 CEEMDAN 算法产生的虚假分量问题, 可采用 ICEEMDAN (Improved CEEMDAN) 方法自适应地获得更纯粹的 IMF 分量^[39]。苏润松^[43]采用了以 KL (Kullback-Leibler) 散度作为指标的 VMD 算法以实现自适应参数优化, 进而初步分解胸壁位移信号。Xiang 等^[44]提出了一种迭代 VMD 小波区间阈值算法以消除 DACM 相位差操作后产生的脉冲噪声。

LYU 等^[15]采用基于非线性理论的共振监测方法增强短周期中的心跳信号, 实现短期心率测量。王笑竹^[45]在进行信号分离与重建之前, 先对信号进行体动信息判断, 以减少体动、咳嗽和说话对信号的干扰。其主要通过能量谱、均方根误差与加速度信息进行体动信息判断, 进而提出一种基于幅值阈值和加速度信息融合的体动消除算法。而后通过 ICEEMDAN 算法提取呼吸信号, 通过 VMD 算法提取心率信号。在此基础上, 运用一种基于多项式拟合的变步长自适应噪声抵消算法, 将大幅体动信号与心肺信号分离。

滤波等传统方法分离效果较差, 但复杂度低; 模态分解或变模态分解等新方法存在耗时较长、难以实时监测的缺点。如果仅估计呼吸率或心率, 以低分辨率、高噪声为代价尚可接受; 而在 HRV 监测等对信号质量要求较高的应用中, 如何平衡精确度与算法复杂度成了一个难点。目前主流的信号重建算法, 基本是对 EEMD 与 VMD 进行改进。在目标信号获取与相位解调准确的前提下, 滤波、小波变换与模态分解都可以还原出呼吸信号; 但对于更微弱的心跳信号, 上述方法的还原效果仅在特定条件下较好。在实际应用中, 以体动为代表的干扰对呼吸和心跳信号的影响尤为明显。长短时记忆网络方法通过识别呼吸频率的较大突变判断是否存在异常干扰, 从而舍弃受干扰的信号片段; 基于能量谱与加速度信息的方法可以筛选出混有大幅体动的信号片段。

以上信号分离与重建算法性能对比如表6所示。

表 6 信号分离与重建算法性能对比

Tab.6 Comparison of the performance of signal separation and reconstruction algorithms

算法类别	算法名称	输入数据量 / 帧	运行时间
滤波算法	4 阶巴特沃斯 IIR 滤波器	1200	(317 ± 26.4) μs
	4 阶切比雪夫 IIR 滤波器	1200	(161 ± 8.92) μs
	LMS 自适应滤波器	1200	3.76ms ± 61.2μs
	RLS 自适应滤波器	1200	13.2ms ± 221μs
	卡尔曼滤波器	1200	(494 ± 28.6) μs
	EWT	1200	(43.8 ± 4.45) μs
	WNR	1200	(215 ± 27.9) μs
	BiEWT	1200	(179 ± 5.04) μs
	EMD	1200	36.2ms ± 933μs
	EEMD	1200	4.51s ± 60.6ms
小波变换 算法	CEEMDAN	1200	8.34s ± 123ms
	VMD	1200	(102 ± 1.65) ms

3.4 生理体征信号估计算法

3.4.1 呼吸心跳估计算法

时频域分析中可采用峰值监测估算呼吸率与心率。但由于身体随机运动等干扰的存在, 在呼吸或心跳频带内通常有多个频谱峰。因此, 基于峰值监测的呼吸率心率估算误差较大。但可以将时域峰间距离法与其他方法结合使用以提高估算性能。鉴于呼吸信号是一种非平稳信号, 在时域上难以预测分析, 往往采用傅里叶变换提取其频率信息。通常采用 STFT 和自相关 (Auto-Correlation, AC) 等频率估计方法。进一步地, 刘娜等^[30]提出了短时傅里叶变换和基于时间滑窗的自相关算法计算呼吸频率。STFT-AC 能识别呼吸状态并改善 STFT 估计性能, 从而实现实时呼吸频率估计。频谱细化中采用 FFT-CZT (Chirp-Z Transform) 算法提取频谱峰值以估算呼吸率与心率^[29]。

在谱估计算法中, 王珂琪^[37]提出基于模拟退火思想的多重信号分类 (Simulated Annealing-Multiple Signal Classification, SA-MUSIC), 解决了 MUSIC 算法中栅格搜索的问题。景会成等^[25]采用 Root-MUSIC 算法提取呼吸率与心率。伊勋鹏等^[42]基于 Welch 法提取心跳信号功率谱, 以功率比值为

权重对信号进行加权平均估算心率。还有研究人员将 FFT 与自相关频率分析相结合，通过设置置信度输出估计值^[46]。Ling 等^[41]通过 EWT 算法获得呼吸心跳谐波，再进行加权积累以确定呼吸与心跳所在的频谱，从而确定呼吸率与心率。ESPRIT 算法能够使用信号子空间信息来消除信号混叠干扰，获得更高的频率分辨率，从而估计心率^[43]。基于功率谱估计，梅增杨^[47]提出利用局部隐马尔可夫模型（Regional Hidden Markov Model, RHMM）来降低算法复杂度。

在 HRV (Heart Rate Variability, 心率变异性) 的评估中，Sakamoto 等^[13]使用 60GHz 雷达采集信

号并与 ECG (Electrocardiogram, 心电图) 进行高低频比较；Gouveia 等^[14]则在 5.8GHz 雷达上采用 RLS 自适应滤波以尽可能还原心跳信号，并与 ECG 进行峰值比对，验证毫米波雷达测量 HRV 的可能性。LYU 等^[15]采用随机共振算法提取心跳信号，并用 3s 内的平均心率来评估短期 HRV。Al-Masri 等^[16]使用毫米波雷达结合美国医疗仪器促进协会（Association for the Advancement of Medical Instrumentation, AAMI）惯例来分析 HRV，但该方法通过监测长期心率对 HRV 进行分类，并未实时监测 HRV 的典型参数（如 IBI、R-R 间隔等）。

上述呼吸与心跳估计算法性能对比如表 7 所示。

表 7 呼吸与心跳估计算法性能对比
Tab.7 Comparison of the performance of breathing and heartbeat estimation algorithms

算法类别	算法名称	输入数据量 / 帧	运行时间	呼吸率准确率	心率准确率	备注
时频域分析 算法	STFT	1200	(244 ± 32.2) μs	—	—	
	AC	1200	(198 ± 18.6) μs	—	—	
	STFT+AC	—	—	—	>95% ^[30]	
谱估计算法	FFT-CZT	1200	(154 ± 1.19) ms	<0.67BPM ^[30]	<4.67BPM ^[30]	
	(BiEWT) + Welch	—	—	—	1.81% ^[42]	MAPE 指标
谱估计算法	SA-MUSIC	—	—	<100% ^[48]	<100% ^[48]	准确率随 SNR 变化
	ESPRIT	—	—	—	2.92% ^[43]	MAPE 指标

3.4.2 连续血压估计算法

Buxi 等^[11]采用毫米波雷达监测脉搏波传导时间（Pulse Transit Time, PTT）与脉搏波到达时间（Pulse Arrival Time, PAT）来估计连续血压，使用线性回归将雷达信号测得的 PAT 和 PTT 与血压计测量值进行校准后，测量 PAT 与 PTT 以估算连续血压，再根据雷达测得的 PAT 与 PTT 估算血压。类似地，Kim 等^[12]采用毫米波雷达监测皮肤位移获得脉搏波速度（Pulse Wave Velocity, PWV），进而将相位图峰值下的面积归一化，作为与血压密切相关的特征来估算血压。

3.4.3 腹内压估计算法

Tang 等^[16]采用 Pearson 系数引导域对抗神经网络（Pearson Correlation Coefficient-Guided Domain Adversarial Neural Network, PCG-DANN）来学习雷达信号与测量的腹内压之间的映射关系，他们在猪身上使用 IAH/ACS（Intra-Abdominal Hyperten-

sion / Abdominal Compartment Syndrome, 腹腔高压/腹腔间隔室综合征）模型验证了其方法的可行性。微波反射法已被提出作为一种腹内压测量的替代方法，Tayebi 等^[17]使用一种基于毫米波雷达的瞬态雷达法（Transient Radar Method, TRM）在腹壁模型上进行体外监测实验，实验结果验证了其方法的可行性。

3.5 人工智能算法

在雷达信号处理的整个流程中，部分研究融入了人工智能算法进行性能优化。在目标定位中，Dai 等^[33]利用 YOLO V5s 与 DeepSORT 神经网络来定位人体并追踪距离信息。在信号分离与重建算法中，Tang 等^[16]在腹内压测量上应用 PCG-DANN 神经网络来建立电磁波吸收率和腹内压值之间的关系。于书慧^[29]在计算心率时，依据心跳节拍特性采用 CNN 分割时间窗口内心跳信号，获得准确的边界信息，从而获得更细粒度的心跳速率和心跳

节拍信息。但 CNN 方法时间复杂度较高，不利于实时监测。在生理体征参数估计算法中，胡杨杨^[36]设计了多尺度 CNN 模型用于睡眠中多种异常呼吸模式的分类，主要通过 3 层一维卷积和最大池化层，用两个全连接层将所有特征进行连接，最后经 Softmax 归一化函数实现输出分类。牛昊^[55]在毫米波雷达监测呼吸和心率的基础上引入动态粒子群参数优化的支持向量机（Support Vector Machine, SVM）来对睡眠进行分期。

4 总结与展望

使用毫米波雷达监测生理体征信号已经被证实为一项可行的技术。在呼吸、心跳等重要参数的监测上，其精确度可以达到临床要求（±3bpm）。毫米波雷达的非接触、低功耗和高精度等特性充分彰显了其在医疗领域的应用前景。目前，市面上已有众多具备高集成度和易开发特性的毫米波雷达产品。实现毫米波雷达监测所需的信号处理技术也较为成熟，人工智能等新方法不断融入其中。

但毫米波雷达监测生理体征信号仍存在不足之处。首先，基于毫米波雷达的非接触生理体征信号监测主要受其原理制约，绝大多数监测应用都是围绕微小体动信号展开的。其次，现有的数字信号处理方法足以满足对呼吸率和心率等生理体征参数的准确估计。但是，在对心率变异性等对信号质量要求较高的生理体征参数进行评估时，当前的算法还不足以准确还原或重建原始信号。同时，人体走动、咳嗽等大幅随机运动对毫米波雷达产生的强烈干扰仍有待进一步解决。此外，人工智能算法在毫米波雷达中的应用仍存在一些问题。^①人工智能算法的训练需要大量可靠的数据集作为训练集。毫米波雷达领域缺乏开源大数据集。在绝大部分研究中，用于毫米波雷达的数据都是研究人员自行采集的健康人数据，是否适用于临床还有待商榷。^②人工智能算法需要占用大量算力且耗时较长。在实际研究中，基于小型微处理器的监测平台受算力限制，可能无法支持算法运行，即使通过上位机计算，也可能因算法耗时太长而导致无法连续监测。^③虽然毫米波雷达功率较小，但为了获得更高信噪比而使用增益天线或雷达阵列，可能导致辐射强度较高，从而对

人体有害。

在今后的研究中，毫米波雷达监测生理体征信号将更关注以下内容。^①以实时连续监测为目标，在硬件性能与一系列信号处理算法之间达成平衡。^②通过多输入多输出技术与多芯片级联技术增强监测能力，实现从单目标监测到多目标同时监测，在多个角度下都能提取到目标体征信号。^③提高监测的鲁棒性，减弱人体随机运动、目标周围运动物体和目标位置变化等干扰对毫米波雷达监测的影响。^④通过将毫米波雷达嵌入医疗器械增强其功能。利用毫米波雷达构建远程医疗、智慧医院系统。^⑤拓展毫米波雷达监测生理体征信号的应用范围与深度。当前，毫米波雷达可以监测呼吸率心率和姿态等初级信号，在此基础上可以实现睡眠状态监测、跌倒监测、心理状态评估和疲劳程度预测等高级应用。抛开与呼吸和心跳相关的信号，部分研究也指出可以利用不同人体组织的结构的介电性质差异来测量腹内压的生理体征信号。利用毫米波的电磁特性来测量生理体征信号也许指明了该领域的新的方向。

参考文献

- [1] DAVID E, BRENT H, JUDITH B. Vital signs in hospital patients: a systematic review[J]. *International Journal of Nursing Studies*, 2001,38(6): 643-650.
- [2] MOK W, WANG W, SIMON C, et al. Attitudes towards vital signs monitoring in the detection of clinical deterioration: scale development and survey of ward nurses[J]. *International Journal for Quality in Health Care*, 2015, 27(3): 207–213.
- [3] MIRELA P, MAGNOLIA C M, MARGARET N, et al. Vital signs monitoring on general wards: clinical staff perceptions of current practices and the planned introduction of continuous monitoring technology[J]. *International Journal for Quality in Health Care*, 2016, 28(4): 515–521.
- [4] TEICHMANN D, DE M D, BARTEL T, et al. A bendable and wearable cardiorespiratory monitoring device fusing two noncontact sensor principles[J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2015, 19(3): 784-793.
- [5] 方震, 白忠瑞, 陈贤祥, 等. 基于压电陶瓷传感器的非接触式精准逐拍心率提取方法研究 [J]. *电子与信息学报*, 2021, 43(5): 1472-1479.
FANG Zhen, BAI Zhongrui, CHEN Xianxiang, et al. Unconstrained accurate beat-to-beat heart rate extraction based on piezoelectric ce-

- ramics sensor[J]. *Journal of Electronics & Information Technology*, 2021, 43(5): 1472-1479.
- [6] SHAO D, YANG Y, LIU C, et al. Noncontact monitoring breathing pattern, exhalation flow rate and pulse transit time[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2014, 61(11): 2760-2767.
- [7] RING E F J, AMMER K. Infrared thermal imaging in medicine[J]. *Physiological Measurement*, 2012, 33(3): R33.
- [8] ZHANG F, WANG Z, JIN B, et al. Your smart speaker can“hear”your heartbeat![J]. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 2020, 4(4): 161.
- [9] 方震, 简璞, 张浩, 等. 基于FMCW雷达的非接触式医疗健康监测技术综述 [J]. 雷达学报, 2022, 11(3): 499-516.
FANG Zhen, JIAN Pu, ZHANG Hao, et al. Review of noncontact medical and health monitoring technologies based on FMCW radar[J]. *Journal of Radars*, 2022, 11(3): 499-516.
- [10] 陈天启, 张玉乾, 宗宝超, 等. 基于心率及呼吸生理特征监测技术发展和应用 [J]. 中国医疗器械杂志, 2021, 45(2): 188-193.
CHEN Tianqi, ZHANG Yuqian, ZONG Baochao, et al. Review on development of heart rate and respiratory core vital characteristics monitoring technology[J]. *Chinese Journal of Medical Instrumentation*, 2021, 45(2):188-193.
- [11] DILPREET B, REDOUTE J M, YUCE M R. Blood pressure estimation using pulse transit time from bioimpedance and continuous wave radar[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2016, 64(4): 917-927.
- [12] KIM Y, KIM J, YOU S, et al. Investigation on the feasibility of blood pressure estimation through millimeter-wave FMCW radar[C]//Proceedings of the 2023 17th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP). Florence: IEEE, 2023: 1-5.
- [13] TAKUYA S, KOSUKE Y. Noncontact measurement of autonomic nervous system activities based on heart rate variability using ultra-wideband array radar[J]. *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, 2019, 4(3): 208-215.
- [14] CAROLINA G, ALBUQUERQUE D F, PINHO P, et al. Bio-radar cardiac signal model used for HRV assessment and evaluation using adaptive filtering[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2022, 71: 1-10.
- [15] LYU W, ZHAO Y, ZHANG W, et al. Remote measurement of short-term heart rate with narrow beam millimeter wave radar[J]. *IEEE Access*, 2021, 9: 165049-165058.
- [16] TANG H, DAI Y, ZHAO D, et al. Deep domain adaptation for predicting intra abdominal pressure with multichannel attention fusion radar chip[J]. *Advanced Intelligent Systems*, 2022, 4(5): 2100209.
- [17] TAYEBI S, POURKAZEMI A, MALBRIAN M, et al. Non-invasive intra-abdominal pressure measurement by means of transient radar method: *in vitro* validation of a novel radar-based sensor[J]. *Sensors*, 2021, 21(18): 5999.
- [18] CHEN B, QIAO S, ZHAO J, et al. A security awareness and protection system for 5G smart healthcare based on zero-trust architecture[J]. *IEEE Internet of Things Journal*, 2021, 8(13): 10248-10263.
- [19] HE M, NIAN Y, GONG Y. Novel signal processing method for vital sign monitoring using FMCW radar[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2017, 33: 335-345.
- [20] 李健 . 24GHz 调频连续波雷达信号处理技术研究 [D]. 江苏: 南京理工大学, 2017.
LI Jian. Research on signal processing technology of 24GHz FMCW radar[D]. Jiangsu: Nanjing University of Science & Technology,2017.
- [21] JARDAK S, ALOUINI M S, TERO K, et al. Compact mmWave FMCW radar: implementation and performance analysis[J]. *IEEE Aerospace and Electronic Systems Magazine*, 2019, 34(2): 36-44.
- [22] XU Z, SHI C, ZHANG T, et al. Simultaneous monitoring of multiple people's vital sign leveraging a single phased-MIMO radar[J]. *IEEE Journal of Electromagnetics, RF and Microwaves in Medicine and Biology*, 2022, 6(3): 311-320.
- [23] 韩文婷, 娄昊, 樊阳, 等. 一种改进的 MIMO 生物雷达人体目标检测跟踪联合自适应算法 [J]. 信号处理, 2021, 37(11): 2227-2234.
HAN Wenting, LOU Hao, FAN Yang, et al. An improved joint adaptive algorithm for MIMO bio-radar human target detection and tracking[J]. *Journal of Signal Processing*, 2021, 37(11):2227-2234.
- [24] MERCURI M, LU Y, POLOTO S, et al. Enabling robust radar-based localization and vital signs monitoring in multipath propagation environments[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2021, 68(11): 3228-3240.
- [25] 景会成, 白英杰, 曾凯, 等. 基于 77 GHz 毫米波雷达感知的生理体征检测方法 [J]. 电子测量技术, 2022, 45(22):55-63.
JING Huicheng, BAI Yingjie, ZENG Kai, et al. Vital sign detection method based on 77 GHz millimeter wave radar perception[J]. *Electronic Measurement Technology*, 2022 ,45(22):55-63.
- [26] GAO Z, ALI L, WANG C, et al. Real-time non-contact millimeter wave radar-based vital sign detection[J]. *Sensors*, 2022, 22(19): 7560.
- [27] WANG F, ZHANG F, WU C, et al. ViMo: Multiperson vital sign monitoring using commodity millimeter-wave radio[J]. *IEEE Internet of Things Journal*, 2020, 8(3): 1294-1307.
- [28] 马萌恩 . 毫米波雷达非接触生理体征检测技术研究 [D]. 长沙: 国防科技大学, 2020.
MA Mengen. Study on the non-contact vital signs detection technol-

- ogy of millimeter wave radar[D]. Changsha: National University of Defense Technology, 2020.
- [29] 于书慧. 基于毫米波感知的非接触式生理体征信号监测研究 [D]. 北京: 北京邮电大学, 2022.
YU Shuhui. A noncontact vital signs monitoring based on millimeter wave sensing[D]. Beijing: Beijing University of Posts and Telecommunications, 2022.
- [30] 刘娜. 基于毫米波雷达的生理体征弱信号检测的研究与实现 [D]. 北京: 北京工业大学, 2022.
LIU Na. Research and implementation of weak signal detection of vital signs based on millimeter wave radar[D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2022.
- [31] 梁菁菁. 基于毫米波雷达的人体生理体征参数估计方法研究 [D]. 成都: 电子科技大学, 2023.
LIANG Qingqing. Human vital signs parameters estimation using millimeter wave radar[D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2023.
- [32] 袁新芳, 陈平, 吴泱序. 基于毫米波 MIMO 雷达的人体生理体征检测方法 [J]. *传感器与微系统*, 2023, 42(9):109-112,120.
YUAN Xinfang, CHEN Ping, WU Yangxu. Human vital sign detection method based on millimeter wave MIMO radar[J]. *Transducer and Microsystem Technologies*, 2023, 42(9):109-112,120.
- [33] DAI J, YAN J, QI Y. Millimeter wave radar range bin tracking and locking for vital sign detection with binocular cameras[J]. *Applied Sciences*, 2023, 13(10): 6270.
- [34] ALIZADEH M, SHAKER G, DE ALMEIDA J C M, et al. Remote monitoring of human vital signs using millimeter wave FMCW radar[J]. *IEEE Access*, 2019, 7: 54958-54968.
- [35] 杨礼. 基于毫米波雷达的人员生理参数检测关键技术研究 [D]. 成都: 电子科技大学, 2023.
YANG Li. Research on key technology of personnel physiological parameter detection based on millimeter wave radar[D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2023.
- [36] 胡杨杨. 基于毫米波雷达的睡眠呼吸监测系统的研究与应用 [D]. 南昌: 南昌大学, 2023.
HU Yangyang. Research and application of sleep respiration monitoring system based on millimeter wave radar[D]. Nanchang: Nanchang University, 2023.
- [37] 王圩琪. 基于 FMCW 毫米波雷达的生命体征信号检测算法研究 [D]. 海口: 海南大学, 2023.
WANG Yuqi. Research on vital sign signal detection algorithm based on FMCW millimeter wave radar[D]. Haikou: Hainan University, 2023.
- [38] 温鹏举. 基于 FMCW 毫米波雷达的生理体征信号检测方法研究 [D]. 成都: 电子科技大学, 2023.
WEN Pengju. Research on vital sign signal detection method based on FMCW millimeter wave radar[D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2023.
- [39] 任文. 基于毫米波探测的非接触式人体生理信号检测研究 [D]. 西安: 西安电子科技大学, 2021.
REN Wen. Research on non-contact human life signal detection based on millimeter wave detection[D]. Xi'an: XIDIAN University, 2021.
- [40] 琚泽东, 黄晓红. 基于毫米波雷达的动态目标生理体征检测研究 [J]. *电子测量技术*, 2022, 45(16):27-33.
JU Zedong, HUANG Xiaohong. Research on dynamic target vital signs detection based on millimeter wave radar[J]. *Electronic Measurement Technology*, 2022, 45(16):27-33.
- [41] LING Z, ZHOU W, REN Y, et al. Non-contact heart rate monitoring based on millimeter wave radar[J]. *IEEE Access*, 2022, 10: 74033-74044.
- [42] 伊勋鹏, 范赐恩, 张浩楠, 等. 基于 BiEWT 算法和谱估计的非接触式心率测量研究 [J]. *电子设计工程*, 2023, 31(14):107-112.
YI Xunpeng, FAN Cien, ZHANG Haonan, et al. Research on non-contact heart rate measurement based on BiEWT algorithm and spectrum estimation[J]. *Electronic Design Engineering*, 2023, 31(14):107-112.
- [43] 苏润松. 基于自适应分解和加权重构的非接触式心率监测技术研究 [D]. 济南: 山东师范大学, 2023.
SU Runsong. Research on non-contact heart rate monitoring technology based on adaptive decomposition and weighted reconstruction[D]. Jinan: Shandong Normal University, 2023.
- [44] XIANG M, REN W, Li W, et al. High-precision vital signs monitoring method using a FMCW millimeter-wave sensor[J]. *Sensors*, 2022, 22(19): 7543.
- [45] 王笑竹. 基于毫米波雷达的自然姿态下心肺体征检测技术研究 [D]. 长春: 长春理工大学, 2022.
WANG Xiaozhu. Research on detecting cardiopulmonary signs in natural posture based on millimeter wave radar[D]. Changchun: Changchun University of Science and Technology, 2022.
- [46] 吴志军, 韦金宜, 黄李波, 等. 基于调频连续波雷达的多目标生理体征实时检测 [J]. *传感器与微系统*, 2021, 40(3): 112-115, 119.
WU Zhijun, WEI Jinyi, HUANG Libo, et al. Realtime multi-target vital signs detection based on FMCW radar[J]. *Transducer and Microsystem Technologies*, 2021, 40(3): 112-115, 119.
- [47] 梅增杨. 基于毫米波雷达的非接触式生理体征检测技术 [D]. 南京:

- 东南大学, 2021.
- MEI Zengyang. Non-contact vital signs detection technology based on millimeter wave radar[D]. Nanjing: Southeast University, 2021.
- [48] CHEN F, JIANG X, JEONG M G, et al. Multitarget vital signs measurement with chest motion imaging based on MIMO radar[J]. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, 2021, 69(11): 4735-4747.
- [49] TODA D, ANZAI R, ICHIGE K, et al. ECG signal reconstruction using FMCW radar and convolutional neural network[C]//Proceedings of the 2021 20th International Symposium on Communications and Information Technologies (ISCIT), Tottori: IEEE, 2021: 176-181.
- [50] WANG Q, DONG Z, LIU D, et al. Frequency-modulated continuous wave radar respiratory pattern detection technology based on multifeature[J]. **Journal of Healthcare Engineering**, 2021, 2021: 9376662.
- [51] WANG H, DU F, ZHU H, et al. HeRe: heartbeat signal reconstruction for low-power millimeter-wave radar based on deep learning[J]. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, 2023, 72: 1-15.
- [52] WU J, DAHNOUN N. A health monitoring system with posture estimation and heart rate detection based on millimeter-wave radar[J]. **Microprocessors and Microsystems**, 2022, 94: 104670.
- [53] MURSHED R U, ISTIAK M A, RAHMAN M T, et al. A CNN based multifaceted signal processing framework for heart rate proctoring using millimeter wave radar ballistocardiography[J]. **Array**, 2023, 20: 100327.
- [54] 周佳丰, 刘永泽. 基于VMD的FMCW毫米波雷达胸壁微动检测[J]. **现代电子技术**, 2022, 45(21):43-49.
- ZHOU Jiafeng, LIU Yongze. VMD-based chest wall micromotion detection with FMCW millimeter wave radar[J]. **Modern Electronic Technology**, 2022, 45(21):43-49.
- [55] 牛昊. 基于多普勒雷达的家庭非接触式生命体征监测系统研究[D]. 石家庄: 河北科技大学, 2020.
- NIU Hao. Research on home non-contact vital sign monitoring system based on Doppler radar[D]. Shijiazhuang: Hebei University of Science and Technology, 2020.
- [56] AL-MASRI E, MOMIN M. Detecting heart rate variability using millimeter-wave radar technology[C]//Proceedings of the 2018 IEEE International Conference on Big Data (Big Data).Seattle: IEEE, 2018: 5282-5284.
- [57] KIM J S, LEE K. Untact abnormal heartbeat wave detection using non-contact sensor through transfer learning[J]. **IEEE Access**, 2020, 8: 217791-217799.
- [58] WEN L, DONG S, GU C, et al. A compact non-contact heart sound sensor based on millimeter-wave radar[C]//Proceedings of the 2022 IEEE MTT-S International Microwave Biomedical Conference (IMBioC). Suzhou: IEEE, 2022: 305-307.
- [59] TI 中国 . AWR1642 集成 DSP 和 MCU 的单芯片 76GHz 至 81GHz 汽车雷达传感器 [EB/OL]. (2023-08-16)[2024-03-01].
- [60] TI 中国 . AWR1843 集成 DSP、MCU 和雷达加速器的单芯片 76GHz 至 81GHz 汽车雷达传感器 [EB/OL]. (2023-08-16)[2024-03-01].
- [61] Infineon. BGT60TR13C XENSIVTM 60GHz radar sensor for advanced sensing. [EB/OL]. (2023-11-21)[2024-03-01].
- [62] XU W, LI Y, GU C, et al. Large displacement motion interferometry with modified differentiate and cross-multiply technique[J]. **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, 2021, 69(11): 4879-4890.