

doi:10.3969/j.issn.1673-3142.2021.03.017

基于毫米波雷达的生命体征检测

张兰春，顾海潮

(200093 上海市 上海理工大学 机械工程学院)

[摘要] 针对接触式生命体征测量工具的局限性，提出了基于毫米波雷达的非接触式生命体征检测方法。通过对混频得到的拍频信号进行距离维傅里叶变换，确定了被测目标所在的距离单元；提取被测目标所在距离单元的相位信息，对相位信号进行差分处理，去除了由于硬件条件导致的相位基线漂移；采用 IIR 数字滤波器实现呼吸、心跳信号的分离，通过快速傅里叶变换算法对生命体征进行预估。对雷达实测数据的处理结果表明，所提出的非接触式生命体征检测方法能够较准确地预估人体的心率和呼吸速率。

[关键词] 毫米波雷达；生命体征检测；心率；呼吸速率

[中图分类号] TP391 [文献标志码] A [文章编号] 1673-3142(2021)03-0079-04

Vital Signs Detection Based on Millimeter Wave Radar

Zhang Lanchun, Gu Haichao

(School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

[Abstract] Aiming at the limitations of contact vital signs measurement tools, a non-contact vital signs detection method based on millimeter-wave radar was proposed. The range-bin of the measured target was determined by means of the range-dimensional Fourier transform of the beat signal obtained by mixing frequency. The phase information of the range-bin of the measured target was extracted, and the phase signal was processed by differential processing to eliminate the shift of phase baseline caused by hardware conditions. The respiratory and heartbeat signals were separated by IIR bandpass filter, and the heart rate and respiration rate were estimated by fast Fourier transform. The processing results of the measured radar data show that the proposed non-contact vital sign detection method can accurately predict the human heart rate and respiratory rate.

[Key words] millimeter wave radar; vital signs detection; heart rate; respiratory rate

0 引言

人体生命体征信号主要包括心率、呼吸速率、体温、血压等生理参数，它们可以衡量人体的健康状况。心率对应的是每分钟的心跳次数，呼吸速率指的是人在 1 min 内呼吸循环的次数，健康成年人的标准呼吸速率和心跳速率分别为每分钟 12~20 次和 60~100 次^[1]。现今对生命信号常用的检测方式主要有心电图仪（ECG）、光体积变化描记（PPG）等需要与人体直接接触的检测方法^[2]。然而在一些特殊的场合，比如全身烧伤、传染性疾病、精神病人等一些特殊情况下限制了使用。为了适应新的需求，非接触式生命体征信号检测技术的研究得到了极大的关注。非接触式生命体征检测技术主要通过红外线、电磁波、视频等检测生命体征^[3]。随着半导体技术的发展，毫米波雷达芯片技术越来越成熟。最近几年高度集成的

雷达芯片应用越来越多，因此通过毫米波雷达对生命体征信号的检测得到了广泛关注。

通过毫米波雷达来检测生命信号适用于很多接触式不适用的应用场景，如监测具有睡眠呼吸暂停综合症的患者、醉酒者的呼吸心跳、危重病人、有传染性的病人、烧伤者和新生儿的体征信号。还可以通过合适的设置对驾驶员进行监控，避免疲劳驾驶，防止发生交通事故^[4]。人口老龄化和医疗成本上升是日本等许多发达国家最关注的问题，利用微波雷达实现家庭成员的健康监测可以大幅度降低医疗成本。

本文提出了基于毫米波雷达的非接触式生命体征检测方法，先通过距离维傅里叶变换确定目标所在的距离范围，采用反正切函数提取目标的相位信息，再对解缠绕后的相位信号进行差分处理，并采用滑动平均滤波算法去除相位差分信号中的脉冲噪声，提高信号的信噪比。为了提高计算效率，选取带通滤波器对信号进行分离，最后

通过快速傅里叶变换算法对生命体征进行预估。

1 毫米波雷达的工作原理

本文用以进行生命体征信号检测的雷达波形为线性调频连续波，其频率随着时间线性增加。图 1 (a) 为调频连续波的时域波形，图 1 (b) 为线性调频连续波的频域波形。可以看出，该信号的频域波形为一条直线，可用式 (1) 表示。

$$f = f_c + \frac{B}{T_c} t \quad (1)$$

式中： T_c ——线性调频信号的脉冲宽度； B ——雷达波形的带宽； f_c ——初始频率。

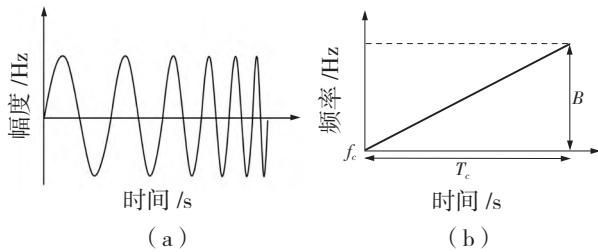


图 1 线性调频连续波波形

Fig.1 Linear frequency-modulated continuous wave shape
(a)线性调频连续波时域波形 (b)线性调频连续波频域波形

雷达的发射信号可以表示为^[5]

$$S(t) = A_T \cos\left(2\pi f_c t + \pi \frac{B}{T_c} t^2 + \phi(t)\right) \quad (2)$$

式中： A_T ——发射信号幅度； $\phi(T_c)$ ——发射机的相位噪声。

经过由距离引起的时延后，雷达接收到的信号可以表示为

$$R(t) = \alpha A_T \left\{ \cos(2\pi f_c (t - t_d)) + \pi \frac{B}{T_c} (t - t_d)^2 + \phi(t - t_d) \right\} \quad (3)$$

式中： t_d ——时延， $t_d = 2R(t)/c$ ； $R(t)$ ——物体与雷达的径向距离，对于运动的物体，该值一直在变化； c ——光速； α ——信号传播过程中幅度的衰减。在雷达接收机中，雷达接收信号与发射信号进行相参混频，然后经 I/Q 解调后得到的信号为

$$B(t) = A_R e^{j(2\pi \frac{B}{T_c} t_d + 2\pi f_c t_d + \pi \frac{B}{T_c} t_d^2 + \Delta\phi(t))} = A_R e^{j(2\pi f_b t + \phi_b(t) + \Delta\phi(t))} \quad (4)$$

式中： A_R ——接收信号功率； f_b ——拍频信号 $B(t)$ 的频率； $\phi_b(t)$ ——拍频信号 $B(t)$ 的相位。

f_b 、 $\phi_b(t)$ 可以分别表示为

$$f_b = \frac{2BR(t)}{cT_c} \quad (5)$$

$$\phi_b(t) = 2\pi f_c t_d + \pi \frac{B}{T_c} t_d^2 \quad (6)$$

残余信号噪声 ($\Delta\phi(t) = \phi(t) - \phi(t-2R/c)$) 在距离较短时可以忽略不计。此外，在实际应用

中， $\pi \frac{B}{T_c} t_d^2$ 很小，在拍频信号的相位表达式中也可省略。因此，被测目标与雷达距离的细微变化和相位之间的关系式可以表示为：

$$\Delta\phi_b = \frac{4\pi}{\lambda} \Delta R \quad (7)$$

此即毫米波雷达检测生命体征信号的核心。

2 信号处理算法

2.1 算法整体结构

图 2 显示了人体心跳和呼吸频率检测的整体流程。主要包括生命体征信号预处理、信号分离、生命体征检测 3 个步骤。对拍频信号进行模数转换后，首先需要通过距离维 FFT，确定被测目标对应的距离范围，然后通过反正切函数计算目标当前的相位信息，该相位信息即可表示目标与雷达的距离变化，但在计算机运行中存在相位卷绕的问题，因此需要对相位进行解缠绕。在获得准确的相位变化信息后，通过 IIR 数字滤波器对呼吸和心跳信号进行分离。最后通过频域 FFT 算法计算心率和呼吸速率。

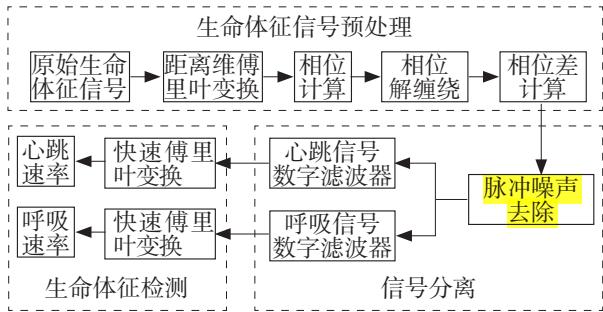


图 2 算法整体结构

Fig.2 Overall structure of algorithm

2.2 生命体征信号预处理

FMCW 雷达的最大探测距离与 ADC 的采样率 f_s 的关系为

$$d_{\max} = \frac{F_s c}{2S} \quad (8)$$

式中： c ——光速； S ——线性调频脉冲在频域图上的斜率， $S=B/T_c$ 。

对单个拍频信号进行 FFT，以获得拍频信号的频谱。由式 (8) 可得频谱峰值即对应被测目标的距离，称之为距离维 FFT。

目标距离像的峰值由复信号表示，其实部和虚部构成了信号的真实相位信息。在数学上可通过反正切函数得到回波信号的相位值，但在计算机运行中存在相位卷绕问题。将缠绕相位展开，需要正确判断相位跳变点，再对相位跳变点进行

修正。本文通过计算前后两帧的相位差值, 认为与前一帧的相位差值大于 π 的点为相位跳变点, 再对其进行 $\pm 2\pi$ 的修正。随后, 对连续展开相位进行差分, 可以消除相位基线漂移, 抑制呼吸信号及其谐波, 从而达到增强心跳信号的目的。

2.2 信号分离及生命体征预估

在对相位差分信号进行分离之前, 需要去除环境噪声对信号的影响, 本文选用滑动平均滤波算法来去除由于测试环境引起的脉冲噪声。为了不改变信号的原始变化规律, 通过不断的调试, 最终选取 0.25 s 的滑动窗口。

为了降低计算成本, 减少程序运行时间, 本文选用 IIR 带通滤波器对呼吸和心跳信号进行分离。通过文献调研得到健康成年人正常呼吸频率为 0.1~0.5 Hz, 心跳频率为 0.8~2.0 Hz, 分别作为两个滤波器的通带截止频率和阻带截止频率。表 1 为带通滤波器的相关设计参数。

表 1 带通滤波器设计参数

Tab.1 Design parameters of band-pass filter

带通滤波器	信号采样频率 /Hz	滤波器类型	滤波器通带截止阶数	阻带截止频率 /Hz	频率 /Hz
呼吸信号滤波器	20	巴特沃斯滤波器	4	0.1	0.5
心跳信号滤波器	20	巴特沃斯滤波器	8	0.8	2.0

对由带通滤波器分离得到的呼吸信号进行快速傅里叶变换即可得到呼吸频率 f_{RR} , 再通过式(9)将其转换为呼吸速率 RR。同理, 对心跳信号进行快速傅里叶变换即可得到心跳频率 f_{HR} , 再通过式(10)将其转换为心跳速率 HR。

$$RR = f_{RR} \times 60 \text{ (次/min)} \quad (9)$$

$$HR = f_{HR} \times 60 \text{ (次/min)} \quad (10)$$

3 实测数据处理

3.1 实验数据采集

本文使用 TI 公司的 AWR1642 毫米波雷达评估板和 DCA1000 雷达数据采集板进行实验数据采集。该雷达模块发射线性调频脉冲波, 工作频率为 77~81 GHz, 具有 4 GHz 的带宽。该器件的最大发射功率为 12 dBm, 远远低于 WiFi 的发射功率, 对人体没有伤害。实验过程中设置雷达的高度为 1 m, 雷达与被测试者的径向距离为 0.5 m, 被测试者尽量保持静止不动。在进行实验数据采集的同时, 被测试者还需佩戴接触式手环, 将通过手环采集的实时心率作为参考心跳信号。

3.2 数据处理结果

通过实验设备采集得到的信号是混频后的拍频信号, 首先对雷达拍频信号进行距离维 FFT, 得到被测目标的具体位置。图 3 是 1 000 个脉冲信号的距离维傅里叶变换三维图像, 结果显示检测到的目标距离在 0.5 m 左右。

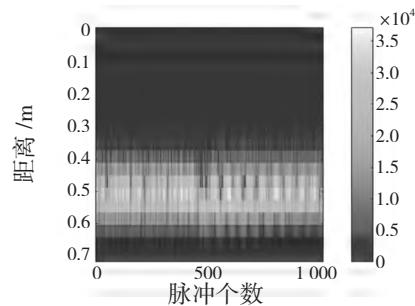


图 3 距离维 FFT 结果

Fig.3 Result of range-FFT

确定目标所在的距离单元之后, 通过反正切函数计算被测试者所在距离单元的相位, 得到的缠绕相位波形如图 4(a) 所示, 图中的圆圈点为明显的相位跳变点, 对缠绕相位进行展开以获得真实的相位信息。相位解缠后的波形如图 4(b) 所示, 从图中可以看出相位跳变点基本上都得到了正确修正。

对图 4(b) 相位解缠后信号进行差分处理, 可以增强心跳信号并消除回波信号中的相位漂移。相位差分是通过不断将当前采样点展开相位与前一采样点做差实现的, 相位差分后的波形如图 5(a) 所示, 周期性变化的规律更加直观, 但仍然存在一些噪声, 因此需要对相位差分信号进行滑动平均滤波。滤波后的信号如图 5(b) 所示, 幅值基本稳定在 ± 0.6 左右, 信号整体波动的周期较为稳定。

采用 IIR 带通滤波器分离得到的呼吸、心跳信号如图 6 所示, 分别对两组信号进行快速傅里叶变换即可取得呼吸信号和心跳信号的主要频率成分。图 7(a) 中呼吸信号幅频特性曲线的最大值所对应的频率为 0.391 Hz, 代入式(9)可得呼吸速率为 $0.391 \text{ Hz} \times 60 \approx 23 \text{ 次/min}$ 。同理, 图 7(b) 中心跳信号幅频特性曲线的最大值所对应的频率为 1.193 Hz, 代入式(10)可得心跳速率为 $1.193 \text{ Hz} \times 60 \approx 71 \text{ 次/min}$ 。手环记录的心跳参考速率为 70 次/min, 故可初步判定本文提出的非接触式生命体征检测方法具有一定的准确性。

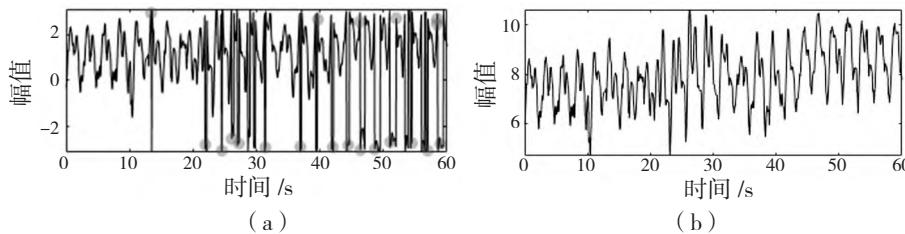


图4 相位解缠绕前后波形
Fig.4 Waveforms before and after phase unwrapping
(a) 相位解缠绕前 (b) 相位解缠绕后

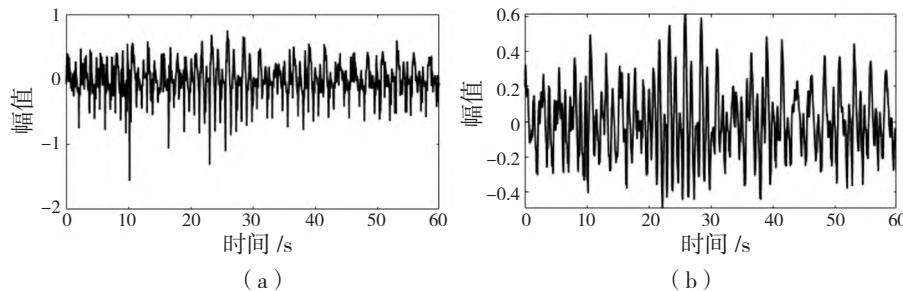


图5 相位差分及滤波后的信号
Fig.5 Phase difference and filtered signal
(a) 相位差分后的信号 (b) 滑动均值滤波后的信号

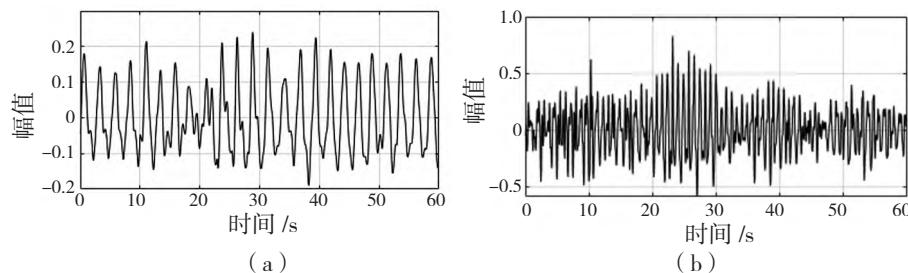


图6 分离后的信号
Fig.6 Signal after separation
(a) 呼吸信号 (b) 心跳信号

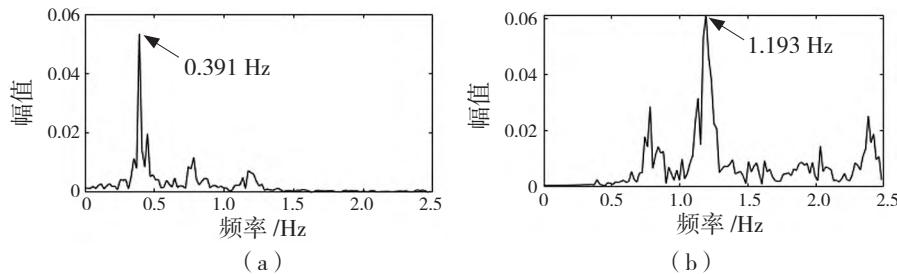


图7 呼吸、心跳 FFT 结果
Fig.7 Respiration and heartbeat FFT results
(a) 呼吸信号 FFT 结果 (b) 心跳信号 FFT 结果

4 结论

本文提出了基于毫米波雷达的非接触式生命体征检测方法，通过距离维傅里叶变换确定了目标所在的距离单元，并对毫米波雷达的实测数据进行处理验证了距离单元检测的准确性。对通过反正切函数计算得出的相位信息进行解缠绕，使

得相位跳变点得到正确的修正。

采用滑动平均滤波算法去除相位差分信号中的脉冲噪声，提高了信号的信噪比。选取带通滤波器对信号进行分离，减少了计算成本。最后采用快速傅里叶变换计算得出心率和呼吸速率，通过与手环的参考心率进行对比，验证了所提生命体征检测方法的准确性。

参考文献

- [1] 王天润, 苏中, 刘宁. 基于高频频线性调频连续波的生命体征测量研究[J]. 系统仿真学报, 2018, 30(11): 4292–4297.
- [2] 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(7): 54958–54968.
- [3] Kebe M, Gadahafi R, Mohammad B, et al. Human vital signs detection methods and potential using radars: a review[J]. Sensors (Basel, Switzerland), 2020, 20(5): 1454.
- [4] Leem S K, Khan F, Cho S H. Vital sign monitoring and mobile phone usage detection using IR-UWB radar for intended use in car crash prevention[J]. Sensors, 2017, 17(6): 1240.
- [5] 安美晨, 王鹏, 蔡超, 等. 静息态下基于变分模态分解的生命体征检测[J/OL]. 计算机工程与应用: 1–9. [2021-06-30]. <http://kns.cnki.net/kcms/detail/11.2127.TP.20210420.1138.046.html>.
- [6] Will C, Shi Kilin, Schellenberger S, et al. Radar-based heart sound detection[J]. Scientific Reports, 2018, 8(1): 11551.

作者简介 张兰春 (1996–)，女，硕士研究生，机械制造及其自动化专业，研究方向：毫米波雷达，生命体征检测。E-mail: 1037091154@qq.com