

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2209336

基于毫米波雷达的动态目标生命体征检测研究*

琚泽东 黄晓红

(华北理工大学人工智能学院 唐山 063210)

摘要:毫米波雷达测量生命体征技术具有重大医用价值,然而呼吸谐波和人体随机移动信号作为噪声信号的一种,严重影响了心跳频率的提取。针对上述问题,根据不同呼吸方式的特点提出了一种多检测点信号分离技术与自适应噪声抵消算法相结合的方法测量动态目标心率,完成实验测试。该方法先通过77 GHz调频毫米波雷达同时测量待测者胸部和腹部微动信号,再利用新提出的基于胸部和腹部的多检测点信号分离技术分离胸部和腹部基带信号,之后通过自适应噪声抵消算法消除噪声信号,最后对心跳信号进行频谱分析得到心跳频率。实验表明,在人体随机移动状态下,该方法可以有效消除噪声信号干扰,且单一目标多次测量实验中测量心率的误差率仅为1.19%,较多通道卡尔曼平滑器方法降低了0.97%。

关键词:毫米波雷达;呼吸谐波;人体随机移动;心跳频率;多检测点信号分离;自适应噪声抵消

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

Research on dynamic target vital signs detection based on millimeter wave radar

Ju Zedong Huang Xiaohong

(College of Artificial Intelligence, North China University of Science and Technology, Tangshan 063210, China)

Abstract: The technology of measuring vital signs by millimeter wave radar has great medical value. However, as a kind of noise signal, respiratory harmonics and human random movement signal seriously affect the extraction of heart rate. In order to solve the above problems, proposes a method of measuring dynamic target heart rate based on multi-detection signal separation technology and adaptive noise cancellation algorithm according to the characteristics of different breathing modes. The method comprises the following steps of: simultaneously measuring chest and abdominal micro-motion signals of a person to be measured by using a 77 GHz frequency modulation millimeter wave radar; separating the chest and abdominal baseband signals by using a newly proposed multi-detection point signal separation technology based on the chest and the abdomen; eliminating noise signals by using an adaptive noise cancellation algorithm; and performing frequency spectrum analysis on heartbeat signals to obtain a heartbeat frequency. Experiments show that the method can effectively eliminate the noise signal interference in the state of human random movement, and the error rate of heart rate measurement is only 1.19% in multiple measurement experiments of a single target, which is 0.97% lower than that of multi-channel Kalman smoother method.

Keywords: millimeter wave radar; respiratory harmonics; random movement of human body; heart beat frequency; multi detection point signal separation; adaptive noise cancellation

0 引言

呼吸和心跳是人类重要的生命体征信息,不仅可以反应人体的健康状态,而且可以为疾病治疗提供重要的参考依据^[1]。传统的接触式测量仪器具有很高的测量精度,但测量时仪器必须与待测者进行皮肤上的接触,这导致了皮

肤病、过敏等患者难以进行测量。毫米波雷达作为非接触式传感器的一种,能够利用人体表面微动信号提取人体生命体征信息^[2],被广泛应用在抗震救灾^[3]、健康检测和安全防控等领域^[4]。呼吸谐波和人体随机移动信号作为噪声信号的一种,严重影响了心跳频率提取的精度,因此,如何消除呼吸谐波和人体随机移动信号成为了一个重大挑战。

收稿日期:2022-03-20

* 基金项目:河北省教育厅科技基础科研项目(自然科学)(JQN2019006)、河北省高等学校科学技术重点研究项目(ZD2020152)资助

在过去几十年里,为了消除呼吸谐波,人们进行了大量的研究。Tu 等^[5]最早提出了一种重建呼吸复数信号的方法消除呼吸谐波,该方法首先利用呼吸频率重建呼吸复数信号,之后将完整的复数信号减去重建的复数信号,从而得到心跳复数信号。Huang 等^[6]提出了一种基于梳形陷波滤波器的方法消除呼吸谐波,该方法可以从完全重叠的混合信号中提取出心跳信号。然而上述方法均需要呼吸频率作为前提,然后才能根据相应的方法抑制呼吸谐波,这增加了心跳频率对呼吸频率的依赖,也增加了信号处理的难度。为了解除对呼吸频率的依赖,时窗变化技术^[7]和数据长度变化技术^[8]陆续被提出,但利用上述两种技术提取心跳率时无法保证在频谱图中找到心跳信号的峰值,这增加了心率测量时的不确定性。近年来,监督学习方法^[9]和监督机器学习算法^[10]被应用到心率测量领域,但上述两种方法均需要大量的样本数据进行训练,这对于现阶段来说是一个困难。

对于消除人体随机移动信号的干扰问题,人们同样也进行了大量的探索与研究。早期,Wang^[11]、Gu^[12]和 Tang^[13]等使用双雷达系统解决此问题,其中一套雷达系统提取人体随机移动信号,另一套雷达系统提取整体移动信号,将信号相互抵消得到生命体征信号。由于需要两套雷达系统进行同步测量,因此面临着两套系统如何同步操作和放置的问题,导致难以在真实测量环境中得到实施。为了解决使用两套雷达系统的困境,Gu 等^[14]提出了利用深度神经网络消除人体随机移动信号的方法,该方法可以利用一套雷达系统从混合信号中提取出呼吸信号,但需要大量的样本数据进行训练,对于现阶段来说同样是一个难题。2021 年,Yang 等^[15]利用多项式拟合与自适应噪声消除法相结合的方法消除人体随机移动信号,并通过新型离散余弦变换解决频率分辨率不足的问题。同年,Wu 等^[16]提出了多通道卡尔曼平滑器方法,该方法测量距雷达垂直距离 0.7 m 且前后晃动幅度为 10 cm 的目标心率的准确率达到了 97.84%。但上述两种方法依然不能满足现阶段对心率测量精度的要求。

针对上述问题,论文提出了一种多检测点信号分离技术与自适应噪声抵消算法相结合的方法测量动态目标心率,完成实验测试。该方法根据不同呼吸方式的特点建立了基于胸部和腹部的多检测点微动模型,提出了基于胸部和腹部的多检测点信号分离技术,利用多检测点信号分离技术与自适应噪声抵消算法相结合的方法来消除噪声信号。为了检验方法性能,论文在 77 GHz 毫米波雷达平台上进行了不同目标测量实验和单一目标多次测量实验,通过分析测量结果来验证论文方法测量心率的性能。

1 随机移动状态下目标心率的提取

1.1 基于胸部和腹部的多检测点微动模型

调频毫米波雷达可以通过人体表面微动信号提取生命

体征信息,其流程如图 1 所示。图中,信号发生器产生的原始信号依次经过压控振荡器和功率放大器处理后,由发射天线发射,发射信号表达式为:

$$S(t) = \cos[2\pi ft + \pi kt^2 + \varphi(t)] \quad (1)$$

式中: f 为调频信号起始频率, k 为调频斜率, $\varphi(t)$ 为调频信号初始相位。

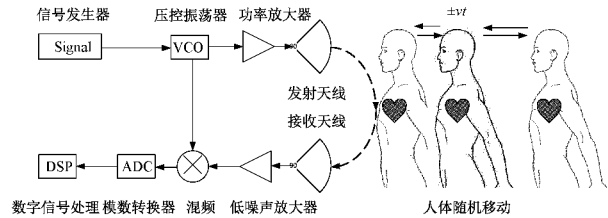


图 1 调频毫米波雷达提取生命体征信息的流程

发射机到人体表面的距离表示为:

$$d(t) = d_0 + x(t) \quad (2)$$

式中: d_0 为发射机到人体表面振动中心的距离, $x(t)$ 为人体振动模型。

呼吸方式分为胸式呼吸和腹式呼吸^[17],不同呼吸方式具有不同的运动特点,但均会引起胸腔和膈肌进行有规律的收缩和扩张,从而引起胸部和腹部进行有规律的振动^[18],且呼吸引起胸部和腹部振动的频率相同。因此,当检测点为胸部时,人体振动模型表示为:

$$x_1(t) = a_r \sin(2\pi f_r t) + a_h \sin(2\pi f_h t) \pm vt \quad (3)$$

式中: a_r 、 a_h 分别为呼吸、心跳引起的胸腔振动幅度, f_r 、 f_h 分别为呼吸、心跳频率, v 为人体随机移动速度,+、- 分别为人体远离、靠近雷达移动。

当检测点为腹部时,人体振动模型表示为:

$$x_2(t) = a_a \sin(2\pi f_a t) \pm vt \quad (4)$$

式中: a_a 为呼吸引起的腹部振动幅度。

回波信号表示为:

$$R(t) = \cos[2\pi f(t - t_\Delta) + \pi k(t - t_\Delta)^2 + \varphi(t - t_\Delta)] \quad (5)$$

式中: $t_\Delta = \frac{2d(t)}{c}$ 为时延。

回波信号经过低噪声放大器和混频处理后表示为:

$$R'(t) = \exp\left\{j \left[\frac{4\pi k d_0 t + 4\pi f [d_0 + x(t)]}{c} \right] \right\} \quad (6)$$

对回波信号进行采样后表示为:

$$R''(mT_c + nt_s) = \exp\left\{j \left[\frac{4\pi k d_0 nt_s + 4\pi f [d_0 + x(t_m)]}{c} \right] \right\} \quad (7)$$

式中: m 表示 chirp 标号, n 表示每个 chirp 内采样点的标号, T_c 表示慢时间维采样周期, t_s 表示快时间维采样周期, $t_m = mT_c + nt_s$ 。

实验选择两发四收多输出多输入体制的调频毫米波雷达,雷达信号波形及天线排列如图 2 所示。图中, b 为带宽, T_x 、 R_x 分别为发射、接收天线, t_c 为调频时间, T 为信

号发射周期, θ 为检测点与接收天线之间的方位角, d 为相邻接收天线的间距。

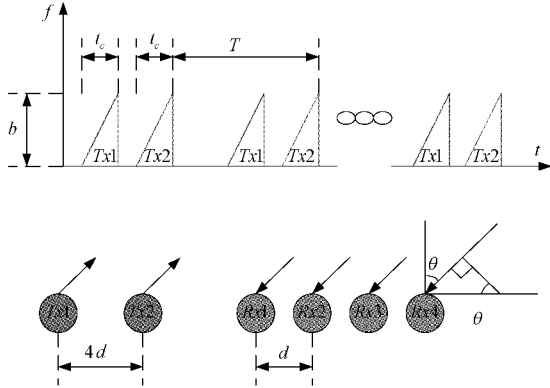


图2 两发四收多输出多输入体制的调频毫米波雷达信号波形及天线排列

$R''(mT_c + nt_s)$ 引入多接收天线模型后改写为:

$$R''(mT_c + nt_s, k, l) =$$

$$\exp\left\{\left[\frac{4\pi k d_0 n t_s}{c} + \frac{2\pi f(k-1)d \sin\theta_l}{c} + \alpha(t_m)\right]\right\} \quad (8)$$

式中: $\alpha(t_m) = \frac{4\pi f[d_0 + x(t_m)]}{c}$, k 表示接收天线标号, l

为检测点标号, θ_l 表示检测点 l 与接收机之间的方位角。

因此,人体振动信号表示为:

$$x(t_m) = \frac{\alpha(t_m)c}{4\pi f} - d_0 \quad (9)$$

1.2 基于胸部和腹部的多检测点信号分离技术

为了同时测量胸部和腹部微动信号,论文提出了一种基于胸部和腹部的多检测点信号分离技术,其流程如图3所示,其步骤分为3步。

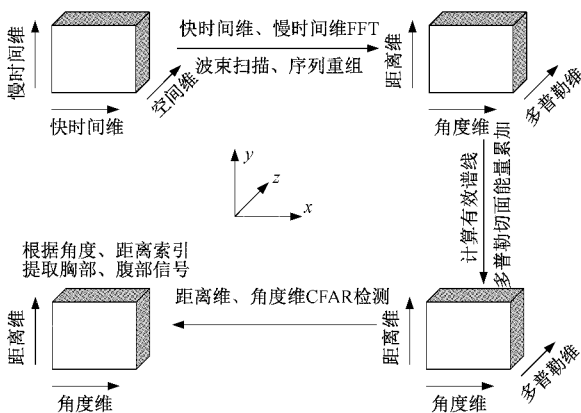


图3 基于胸部和腹部的多检测点信号分离技术流程

第一步,利用多输出多输入体制的调频毫米波雷达获得待测者表面的空间维-时间维数据矩阵,依次进行快时间维、慢时间维快速傅里叶变换,通过波束扫描、序列重组处理后得到多普勒维-角度维-距离维数据矩阵。

第二步,根据呼吸、心跳运动规律计算多普勒维-角度

维-距离维数据矩阵上的有效谱线,下谱线和上谱线分别为:

$$p_1 = \left\{ \min\left(\frac{4MTa_r}{t_{r-\max}\lambda}, \frac{4MTa_o}{t_{r-\max}\lambda}\right) \right\} \quad (10)$$

$$p_2 = \left\{ \max\left(\frac{4MTa_r}{t_{r-\min}\lambda}, \frac{4MTa_o}{t_{r-\min}\lambda}\right) \right\} \quad (11)$$

式中: M 为调频信号的脉冲个数, λ 为信号最大波长, $t_{r-\max}$ 、 $t_{r-\min}$ 分别为单次呼吸所用最长、最短时间。

将 $[p_1, p_2]$ 区间的多普勒切面进行能量累加,其中每点的能量值为:

$$E_{p_1, p_2}(r, a, d) = \sum_{p=p_1}^{p_2} M_{r, a, d}(r, a, p) \quad (12)$$

式中: $\sum_{p=p_1}^{p_2} M_{r, a, d}$ 为三维矩阵, r 为距离维, a 为角度维, d 为多普勒维, p 为多普勒切面。

第三步,对能量累加后的数据矩阵进行角度维、距离维有序统计 CFAR 检测,通过角度、距离索引提取出待测者胸部和腹部基带信号。

1.3 双检测点自适应噪声抵消算法

为了消除噪声信号的干扰,胸部和腹部基带信号解缠后,分别作为原始信号和参考信号经基于胸部和腹部的双检测点自适应噪声抵消算法处理,其流程如图4所示。图中,自适应滤波器的权矢量为 $w(n)$, 自适应滤波器输出信号表示为:

$$\hat{y}(n) = \hat{x}_2(n)^T w(n) = w(n)^T \hat{x}_2(n) = w(n)^T \{a_o \sin(2\pi f, n) \pm vn\} \quad (13)$$

输出信号 $z(n)$ 表示为:

$$z(n) = \hat{x}_1(n) - \hat{y}(n) = a_r \sin(2\pi f, n) + a_h \sin(2\pi f_h n) \pm vn - w(n)^T \{a_o \sin(2\pi f, n) \pm vn\} \quad (14)$$

循环一次后,自适应滤波器权矢量表示为:

$$w(n+1) = w(n) + 2\mu \{a_o \sin(2\pi f, n) \pm vn\} z(n) \quad (15)$$

式中: μ 为步长因子。

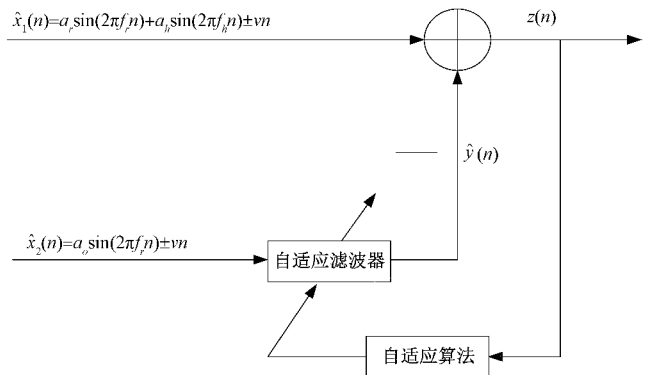


图4 基于胸部和腹部的双检测点自适应噪声抵消算法流程

循环上述操作,当 $E[z(n)]^2$ 最小时,循环结束,此时输出信号的信噪比最小,最接近心跳信号。

2 实 验

2.1 实验准备

实验选择德州仪器公司生产的 IWR1443BOOST 毫米波雷达进行测量,雷达参数设置如表 1 所示。

表 1 毫米波雷达参数设置

参数名	数值
起始频率/GHz	77
调频斜率/(MHz/ μ s)	66.678
调频时间/ μ s	60
信号周期/ms	50
快时间维采样点个数	256
慢时间维采样点个数	512
快时间维采样率/(MHz \cdot s $^{-1}$)	10

实验时,待测者手指夹有医用心跳脉搏检测仪,记录其显示数值并作为参考值。心跳脉搏仪显示数值为每分钟心跳次数,为了量化论文方法测量心率的性能,因此这里给出心率与心跳次数的转换公式:

$$hr_{mlen} = f_h \times 60 \quad (16)$$

式中: hr_{mlen} 为测量值,其单位为次/min, f_h 为心跳频率。

误差率可作为判断心率测量结果精度的依据,其表达式为:

$$aerror = \frac{1}{l} \sum_{l=1}^l \left| \frac{hr_{mlen} - hr_r}{hr_r} \right| \times 100\% \quad (17)$$

式中: hr_r 为参考值, l 为测量组数。

2.2 不同目标测量实验

实验 1 中,为了验证论文方法具有通用性,因此对 6 位身高、体重均不相同的待测者进行测量,6 位待测者标号分别为 a、b、c、d、e、f。测量时,待测者位于雷达正前方 0.5 m 处并以 10 cm 的振幅进行前后有节奏地周期性晃动,晃动节奏顺应呼吸节奏,呼气向前,吸气向后。待测者晃动的过程如图 5 所示,图 5(a)、(b)、(c)、(d) 分别为待测者准备晃动、向前晃动、向后晃动、晃动结束的过程。不可否认的是:由于不同目标的呼吸频率不同,因此无法计算精准的晃动速度,只能近似计算晃动速度为 50 mm/s。

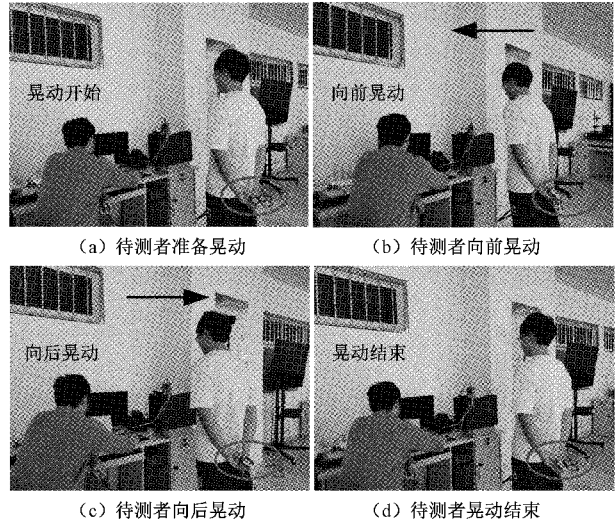


图 5 待测者晃动的过程

2.3 单一目标多次测量实验

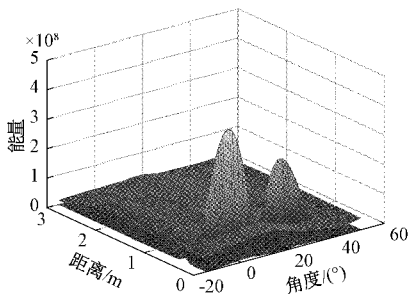
实验 2 中,为了验证论文方法较多通道卡尔曼平滑器方法检测心率的性能有所提升,并保证对比结果有效,因此尽可能地还原文献[16]中的测量场景对待测者进行测量。测量中,待测者与雷达成角 10° ,与雷达水平面垂直距离为 0.7 m,并以 10 s/次的频率进行前后幅度为 10 cm 的晃动,每次测量待测者信息 25.6 s,共测量 20 组数据。

3 实验结果

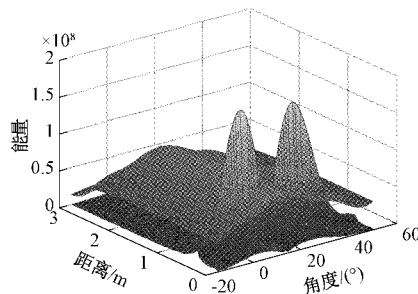
3.1 不同目标测量实验结果

采用论文方法对实验一中数据集进行处理,待测者 a、b、c、d、e、f 的三维数据矩阵进行角度维、距离维有序统计 CFAR 检测的结果如图 6(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f) 所示。图中可以发现,不同待测者的胸部和腹部检测点的能量、角度均有差别,这是由于不同待测者的身高、体重以及呼吸方式不相同引起的,但通过基于胸部和腹部的多检测点信号分离技术处理后依然可以根据角度、距离索引提取出不同待测者的胸部和腹部基带信号。

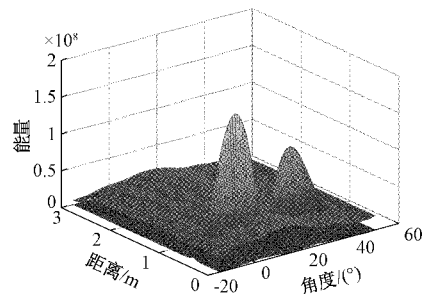
待测者 a、b、c、d、e、f 的胸部和腹部基带信号解缠后,经自适应噪声抵消算法处理得到心跳信号,其频谱图如图 7(a)、(b)、(c)、(d)、(e)、(f) 所示。图中可知,旁瓣较主瓣在幅度上有明显区别,因此可以非常容易地提取出六位



(a) 待测者a的CFAR检测结果



(b) 待测者b的CFAR检测结果



(c) 待测者c的CFAR检测结果

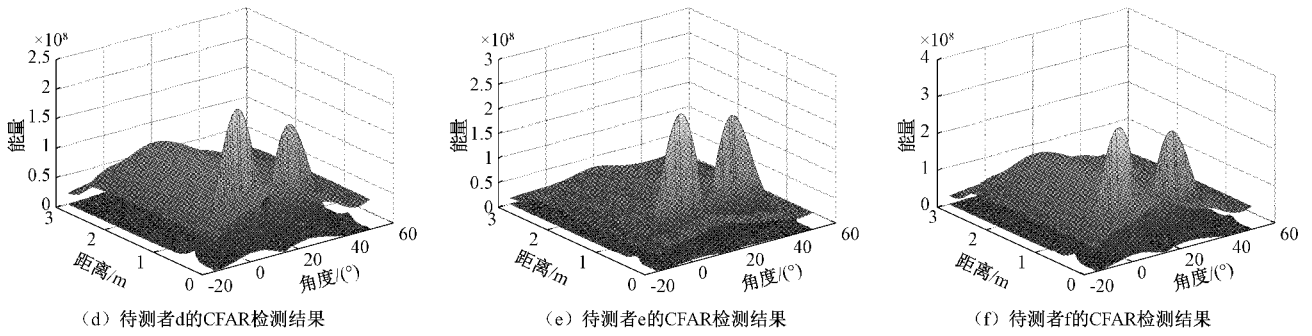


图 6 不同待测者的 CFAR 检测结果

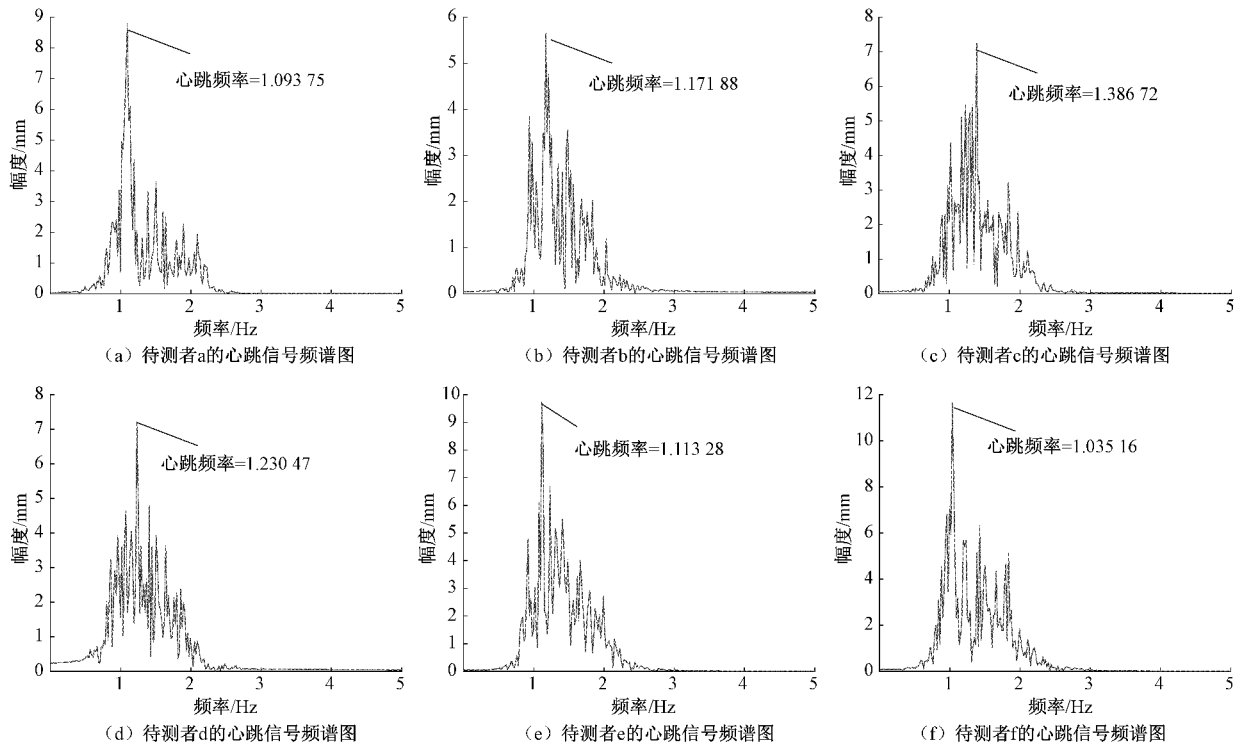


图 7 不同待测者的心跳信号频谱图

待测者的心跳频率,其值分别为 1.093 75、1.171 88、1.386 72、1.230 47、1.113 28、1.035 16 Hz。

根据式(16)、(17)计算不同待测者的心跳测量值和误差率,其结果如表 2 所示,表中可知论文方法测量心率的误差率为 1.20%。

实验表明,在人体随机移动状态下,针对不同目标测量,论文方法均可以有效消除呼吸谐波和随机移动信号的干扰,并且测量心率的误差率仅有 1.20%。

3.2 单一目标多次测量实验结果

采用论文方法对实验 2 中数据集进行处理,并根据式(16)计算每分钟心跳次数。在 20 个数据集中,论文方法测量值与参考值对比结果如图 8 所示,图中可知测量值与参考值的最大差值仅为 2。根据式(17)计算,可知论文方法测量心率的误差率为 1.19%。

表 2 不同待测者的心跳测量值、参考值以及误差率结果

待测者	f_h / Hz	hr_{ref} / 次	hr_r / 次
a	1.093 75	65.625 0	67.0
b	1.171 88	70.312 8	70.0
c	1.386 72	83.203 2	84.0
d	1.230 47	73.828 2	73.0
e	1.113 28	66.796 8	66.0
f	1.035 16	62.109 6	63.0
误差率			1.20%

实验表明,在人体随机移动状态下,论文方法测量心率的误差率仅为 1.19%,较相同测量环境下文献[16]中的误差率降低了 0.97%。

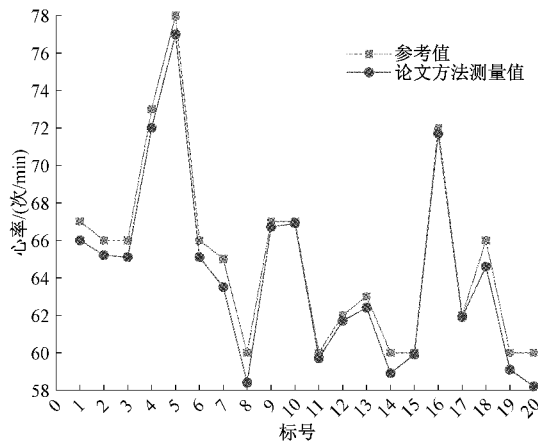


图 8 论文方法测量值与参考值对比结果

4 结 论

为了解决呼吸谐波和人体随机移动信号干扰心率提取的问题,论文提出了一种多检测点信号分离技术与自适应噪声抵消算法相结合的方法测量动态目标心率,完成实验测试。在不同目标测量实验中,实验结果验证了论文方法针对不同目标均可以有效消除呼吸谐波和随机移动信号的干扰。在单一目标多次测量实验中,实验结果验证了论文方法较多通道卡尔曼平滑器方法测量心率的性能有所提升,且测量心率的误差率降低了 0.97%。

在实验 1、2 中,论文方法测量心率均有不错的性能。但通过分析可以发现,无论是在实验 1 中还是在实验 2 中,待测者的晃动方向均局限于前后两个方向,晃动幅度也无法达到现实中人体走动的幅度,且无法在短时间窗内测量出动态目标的心率。因此,未来将围绕以下几点进行研究:多方向随机移动状态下人体心率的提取;快速随机移动状态下人体心率的提取;瞬时心率的提取。

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实时体征信息检测系统[J]. 电子测量技术, 2019, 320(12): 71-75.
- [2] 杨国成,余慧敏. 基于 N 次峰值捕捉的超宽带雷达生命体征检测[J]. 电子测量与仪器学报, 2020, 34(11): 204-210.
- [3] 胡继志,张丕状,杨大鹏. 便携式 FMCW 雷达动目标探测设计[J]. 国外电子测量技术, 2020, 39(12): 90-94.
- [4] 郑睿,李方东. 基于调频毫米波的安防移动机器人导航系统[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(3): 105-113.
- [5] TU J, LIN J. Respiration harmonics cancellation for accurate heart rate measurement in non-contact vital sign detection [C]. IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest(MTT), 2013: 1-3.

- [6] HUANG T Y, HAYWARD L, LIN J. Adaptive harmonics comb notch digital filter for measuring heart rate of laboratory rat using a 60 GHz radar[C]. IEEE MTT-S International Microwave Symposium (IMS), 2016: 1-4.
- [7] TU J, LIN J. Fast acquisition of heart rate in noncontact vital sign radar measurement using time-window-variation technique[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2016, 65(1): 112-122.
- [8] LI M, LIN J. Wavelet-transform-based data-length-variation technique for fast heart rate detection using 5.8 GHz CW Doppler radar[J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2018, 66(1): 568-576.
- [9] SALUJA J J, LIN J, CASANOVA J. A supervised learning approach for real time vital sign radar harmonics cancellation [C]. IEEE International Microwave Biomedical Conference (IMBioC), 2018: 67-69.
- [10] SALUJA J, CASANOVA J, LIN J. A supervised machine learning algorithm for heartrate detection using Doppler motion-sensing radar[J]. IEEE Journal of Electromagnetics, RF, and Microwaves in Medicine and Biology, 2020, 4(1): 45-51.
- [11] WANG F K, HONG T S, PENG K C, et al. Single-antenna Doppler radars using self and mutual injection locking for vital sign detection with random body movement cancellation [J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2011, 59(12): 3577-3587.
- [12] GU C, WANG G, LI Y, et al. A hybrid radar-camera sensing system with phase compensation for random body movement cancellation in Doppler vital sign detection [J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2013, 61(12): 4678-4688.
- [13] TANG M C, KUO C Y, WUN D C, et al. A self-and mutually injection-locked radar system for monitoring vital signs in real time with random body movement cancellation [J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2016, 64(12): 4812-4822.
- [14] GU C, WANG J, LIEN J. Deep neural network based body movement cancellation for Doppler radar vital sign detection [C]. IEEE MTT-S International Wireless Symposium(IWS), 2019: 1-3.
- [15] YANG Z K, SHI H, ZHAO S, et al. Vital sign detection during large-scale and fast body movements

based on an adaptive noise cancellation algorithm using a single Doppler radar sensor [J]. *Sensors*, 2020, 20(15): 1-17.

[16] WU Q, MEI Z, LAI Z, et al. A non-contact vital signs detection in a multi-channel 77 GHz LFM CW radar system [J]. *IEEE Access*, 2021, DOI: 10.1109/ACCESS.2021.3068480.

[17] 谢秩芬. 腹式呼吸与胸式呼吸哪个好 [J]. *保健文汇*, 2020(4): 129.

[18] 赵兴利, 齐德瑄, 刘今越, 等. 基于床垫动态压力检测的胸腹呼吸运动无束缚监测方法 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(1): 116-121.

作者简介

琚泽东, 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。

黄晓红(通信作者), 教授, 主要研究方向为数字信号处理技术、多媒体信息技术。

E-mail: tshxh@163.com