

DOI:10.20079/j.issn.1001-893x.240314003

一种新颖的多人呼吸和心跳信号提取方法*

司 军¹, 刘应盼¹, 熊俊军¹, 柏 磊¹, 吴 俭¹, 丁传威²

(1. 中国船舶集团有限公司第七二三研究所, 江苏 扬州 225101;
2. 南京理工大学 电子工程与光电技术学院, 南京 210094)

摘 要:针对同一距离多人生命体征检测和呼吸高次谐波干扰下心跳信号提取的问题,提出了一种基于数字波束合成和正交投影滤波器(Orthogonal Projection Filter, OPF)的算法。雷达测得多路基带信号后,首先进行数字波束合成,通过在空间上生成多个指向受试者的波束,得到多人的生命体征信号;接着利用 OPF 将获得的生命体征信号投影到各自呼吸高次谐波的零空间上,实现呼吸高次谐波干扰去除、心跳信号的实时获取。多人实验结果表明,所提算法能够成功分离多人的生命体征信号检测和心跳信号提取,心跳频率估计的准确率高达 99.68%。

关键词:多人生命体征检测;呼吸高次谐波;心跳信号提取;数字波束合成;正交投影滤波器

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



微信扫码二维码
听独家语音释文
与作者在线交流
享本刊专属服务

中图分类号:TN959.5 文献标志码:A 文章编号:1001-893X(2025)11-1929-08

A Novel Method for Multi-person Respiratory and Heartbeat Signals Extraction

SI Jun¹, LIU Yingpan¹, XIONG Junjun¹, BAI Lei¹, WU Jian¹, DING Chuangwei²

(1. The 723rd Institute of China State Shipbuilding Corporation Limited, Yangzhou 225101, China;
2. School of Electronic and Optical Engineering Nanjing University of Science and Technology, Nanjing 210094, China)

Abstract: For the problems of multi-person vital sign detection at the same distance and extraction of heartbeat signals under the interference of respiratory higher harmonics, an algorithm based on digital beamforming and orthogonal projection filter (OPF) is proposed. After the radar measures multiple baseband signals, digital beamforming is first performed to obtain the vital sign signals of people by generating multiple beams pointing to the subjects in space. Then, using the OPF, the obtained vital sign signals are projected onto the null space of their respective respiratory higher harmonics to achieve the removal of respiratory higher harmonic interference and the real-time acquisition of heartbeat signals. The results of multi-person experiments show that the proposed algorithm can successfully separate the detection of multi-person vital sign signals and the extraction of heartbeat signals, and the accuracy rate of heartbeat frequency estimation is as high as 99.68%.

Key words: multi-person vital signs detection; respiration harmonic; heartbeat signal extraction; digital beamforming; orthogonal projection filter

0 引 言

非接触式生命体征监测雷达技术作为生物医学传感领域与现代雷达领域的交叉研究热点,近 20 年来得到了迅猛发展,许多团队致力于该技术在临床医学与家庭保健方面的推广。与传统的接触式生命

体征传感器相比,该技术具有非接触式测量的特点,适用于长时间监测与特殊病人(如烧伤病人)监测^[1]、睡眠监测^[2]、睡眠呼吸暂停监测^[3]、灾后人员搜救^[4]等。与其他非接触式的传感器(如视频传感器和音频传感器等)相比,该技术具有适应性强、穿

* 收稿日期:2024-03-14;修回日期:2024-08-03
基金项目:国家自然科学基金青年科学基金项目(62201259)
通信作者:司军 Email:sijun@alu.hit.edu.cn

透性较好、无隐私问题等优点。但是,该领域仍然存在一些需要解决的问题,如同一距离多人生命体征监测和呼吸高次谐波干扰下心跳信号提取。当受试者位于同一距离时,现有的常规体制雷达没有空间分辨能力,无法实现这种情况下的多人生命体征监测。由于心跳信号能量太弱,与呼吸高次谐波的幅值相近,且两者位于同一频率区间内,因此呼吸的高次谐波会给心跳信号的提取带来严重的干扰。

现有同一距离多人生命体征检测解决方案主要是基于空间分布波束,通过生成不同角度指向的波束实现同一距离多人的生命体征检测。该方案可进一步分为基于机扫^[5]、频扫^[6]和电扫^[7]这3种解决方案。对于基于机扫的解决方案,不同角度指向波束是通过雷达天线的机械转动实现的,受限于转台的变角速度,不能同时检测多人的生命体征信号。对于基于频扫天线的解决方案,通过改变雷达发射频率实现波束指向的切换,但是波束角度与特定信号频率的关联降低了频谱效率。对于基于电扫的解决方案,通过修改每个射频通道移相器的相位实现波束指向的切换,但是该方法需要提前知道受试者的位置信息。

心跳的时域信号和心跳频率相比能够反映人体更多的健康情况,比如说心率变异性,因此心跳时域信号的提取比心跳频率估计更有意义。心跳信号由于能量太弱,与呼吸高次谐波的幅值相近,且两者位于同一频率区间内,因此呼吸的高次谐波会给心跳信号的提取带来严重的干扰。现有呼吸高次谐波干扰下心跳信号提取解决方案大体可分为系统方面和算法方面。就系统方面来说,现有的解决方案是基于非线性雷达^[8]。然而,非线性雷达可能不适用于多人生命体征检测场景。在算法方面,解决谐波问题的方法主要有两种:基于滤波器的方法和基于信号分解的方法。基于信号分解的方法是根据既定的准则对生命体征信号进行分解,以分离心跳信号和呼吸高次谐波。变分模态分解^[9]被用来分离雷达采集到的生命体征信号,但是,当信号成分复杂时,很难选出哪个信号是心跳信号。小波分解^[10]在小波域中实现信号分离,然而,当呼吸信号的瞬时频率变化很大时,重构信号就会受到干扰。奇异谱分析^[11]对生成的轨迹矩阵进行奇异值分解实现信号的分解,然而,呼吸和心跳信号之间的幅度差异对估计精度有很大影响。对于基于滤波器的方法,最常用的方法是自适应陷波滤波器^[12]。但是,该方法由于步长选择问题以及存在收敛过程,在进行实时心跳信号提取时存在很大的限制。对于其他方面,文

献[13]探索了一种时间窗变化技术,可以将心跳信号与呼吸谐波区分开来,并以3~5 s的数据长度估计心率。然而,3~5 s的时间窗口长度太短,无法获得足够的估计分辨率。最近,基于心跳信号高次谐波的方法^[14]获得了一定的关注,其主要思想是基于这样的假设,即呼吸谐波的幅度比心跳谐波的幅度下降得更快。但是,该方法对信噪比有特定要求。根据上面的分析,基于滤波器的方法是可选的,只要能够解决算法的收敛过程和调整参数问题。

为了解决这两个问题,本文提出了一种基于数字波束形成和正交投影的算法。数字波束合成通过在空间上同时生成多个角度指向的波束实现同一距离多人生命体征检测。正交投影滤波器(Orthogonal Projection Filter, OPF)可分为正交投影带通滤波器(Orthogonal Projection Bandpass Filter, OPBF)和正交投影陷波器(Orthogonal Projection Notch Filter, OPNF)。OPBF通过将信号投影到一个子空间来提取出心跳频率范围内的信号。OPNF通过将 OPNF 的输出投影到呼吸高次谐波的零空间上,以实现呼吸高次谐波信号的去除。和现有算法相比,该方法无参数设置问题以及收敛过程,适用于实时的心跳信号获取。实验中利用单发多收线性调频连续波雷达进行数据采集。3名受试者中两名受试者位于同一距离,一名受试者位于不同距离,实验结果证明了所设计系统的有效性以及算法的优越性。

1 基本原理

1.1 数字波束合成

数字波束合成技术能够增强期望角度上的信号,抑制其他角度上的信号^[15]。每个射频通道基带信号转换成数字信号,波束合成是在数字上实现的,因此和相控阵体制相比,能够在幅度和相位上进行更加精细的控制。

假设入射波的入射角度为 θ ,两个相邻阵元的相位差可表示为

$$\Delta\phi = \frac{2\pi d \sin \theta}{\lambda} \quad (1)$$

式中: d 是相邻阵元的间距。RX1的基带信号可表示为 $B(t)$,剩余通道的信号可表示为

$$x_m(t) = B(t)e^{j(m-1)\Delta\phi} \quad (2)$$

数字波束合成结果为单通道基带信号的加权和,可表示为

$$s(t) = \sum_{m=1}^M w_m x_m(t) \quad (3)$$

为了实现 $s(t)$ 的同相相加,需把每个通道的相

位差校正, w_m 可表示为

$$w_m = e^{j(m-1)\Delta\phi} \quad (4)$$

1.2 投影理论

现有矩阵 $\mathbf{H} \in \mathbb{C}^{m \times n}$, 其列向量的所有线性组合的集合构成 m 维向量空间的一个子空间, 称为矩阵的列空间或列张成, 用符号 $\langle \mathbf{H} \rangle$ 表示, 投影到该空间的投影算子为 \mathbf{P}_H 。 $\langle \mathbf{H} \rangle$ 的零空间用 $\langle \mathbf{H} \rangle^\perp$ 表示, 投影到该空间的投影算子为 \mathbf{P}_H^\perp , \mathbf{P}_H^\perp 可称为 $\langle \mathbf{H} \rangle$ 的正交投影算子^[17]。这两个投影算子具有如下特性:

$$\begin{cases} \mathbf{P}_H \mathbf{H} = \mathbf{H} \\ \mathbf{P}_H^\perp \mathbf{H} = 0 \end{cases} \quad (5)$$

常见的投影算子可用下式得到:

$$\mathbf{P}_H = \mathbf{H}(\mathbf{H}^H \mathbf{H})^{-1} \mathbf{H}^H \quad (6)$$

式中: $(\cdot)^H$ 表示矩阵的共轭转置。

正交投影算子可表示为

$$\mathbf{P}_H^\perp = \mathbf{I} - \mathbf{H}(\mathbf{H}^H \mathbf{H})^{-1} \mathbf{H}^H \quad (7)$$

式中: $\mathbf{I} \in \mathbb{C}^{m \times m}$ 为单位矩阵。

1.3 正交投影滤波器

将离散时间的滤波器视为投影到信号空间的投影算子, 设为 \mathbf{P} , 滤波器在离散时间 N 的输入向量为

$$\mathbf{x} = \mathbf{s} + \mathbf{v} = [x(1) \ x(2) \ \dots \ x(N)]^T \quad (8)$$

该信号由 \mathbf{s} 和 \mathbf{v} 组成, 其中, \mathbf{s} 是所需信号, \mathbf{v} 是无用信号。正交投影滤波的输出结果为

$$\mathbf{s}' = \mathbf{P}\mathbf{x} \quad (9)$$

在应用正交投影理论进行滤波时, 首先需要确定相应的子空间, 并基于此进行相应的投影运算, 实现信号的滤波。傅里叶正交基空间由于其每个基向量都有实际的物理意义, 被广泛用于信号处理中, 其离散形式可以表示为

$$\begin{cases} \mathbf{F}\mathbf{B} = [\mathbf{u}(0) \ \mathbf{u}(\Delta f) \ \dots \ \mathbf{u}((N-1)\Delta f)] \\ \mathbf{u}(f) = [e^{j2\pi\frac{f}{f_s}1} \ e^{j2\pi\frac{f}{f_s}2} \ \dots \ e^{j2\pi\frac{f}{f_s}N}]^T \end{cases} \quad (10)$$

1.3.1 正交投影矩阵的频谱特性计算方法

为了验证 OPF 的性能, 需要知道 OPBF 的频谱特性。常规 FIR、IIR 滤波器的频谱特性是根据滤波器的系数, 计算出滤波器的频率响应, 基于此实现频谱特性的计算。但是正交投影由于是矩阵运算, 并不是流处理, 很难通过该方法计算出滤波器的频谱响应。从另一个角度来看频谱特性, 其主要反映的是各个频率信号通过变换后(这个变换可以是 FIR、IIR 滤波器, 也可以是本节提到的正交投影滤波), 输出信号幅值的大小。根据这个想法, 可以将一组频率从零频到采样频率的信号通过 OPF, 最终记录

下各个输出信号 FFT 后的幅值大小, 即可获得正交投影滤波的频率特性。

1.3.2 正交投影带通滤波器

OPBF 通过将信号投影到相应频率范围子空间, 以实现信号的带通滤波。正常来说, 人的心跳范围是 0.8~2 Hz, 已知通带频率的情况下, 就需要先构建投影的子空间。从傅里叶基空间中取出相对应频率的基向量, 考虑到实际中检测到的数据是实数, 因此需要将相应频率 c 的负频基向量也考虑进来, 具体可表示为

$$\mathbf{H}_b = [\mathbf{u}(0.8) \ \mathbf{u}(-0.8) \ \dots \ \mathbf{u}(0.8+k\Delta f) / \mathbf{u}(-0.8_1-k\Delta f) \ \dots \ \mathbf{u}(2) \ \mathbf{u}(-2)] \quad (11)$$

式中: $\Delta f = 1/(NT_s)$, N 为采样点数, T_s 为采样间隔。

投影到该空间中的算子可表示为

$$\mathbf{P}_{H_b} = \mathbf{H}_b(\mathbf{H}_b^H \mathbf{H}_b)^{-1} \mathbf{H}_b^H \quad (12)$$

假设信号的采样频率 f_s 为 100 Hz, 信号采样时间为 10 s, 信号采样点数为 $N=1\ 000$, 带通滤波的频率范围是 0.8~2 Hz, 经过 MATLAB 仿真后, OPBF 的频谱特性如图 1(a) 所示。通带范围为 0.8~2 Hz, 与设计需求一致, 满足设计要求。其中, 红框选出的是抑制频率范围区间, 右上角为其放大图, 可以看出在 f_s/N 的整数倍处出现零陷, 因此在心跳信号处理中可以通过调整信号的采样时长使得呼吸信号频率位于 f_s/N 的整数倍处, 以最大程度地消除呼吸信号对心跳检测的干扰。

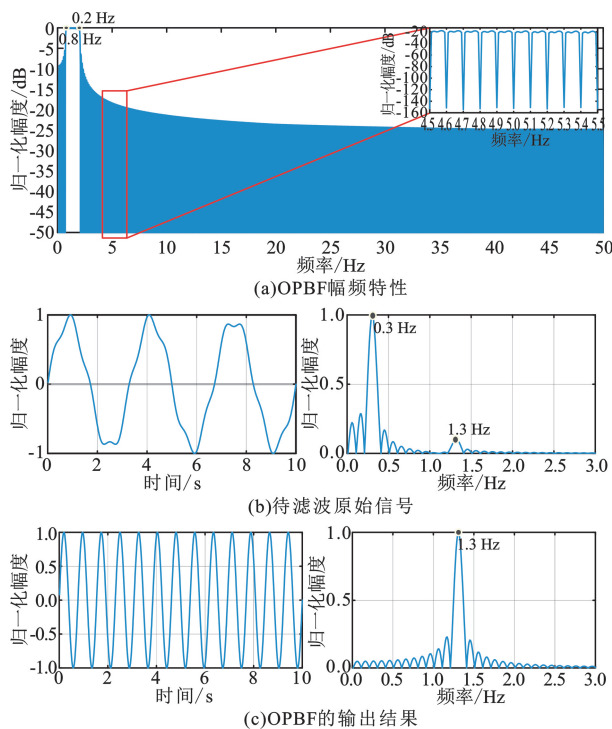


图 1 OPBF 幅频特性及仿真结果

设计待滤波信号的频率为 0.3 Hz 和 1.3 Hz, 两者幅度倍数为 10, 其结果如图 1(b) 所示。该信号通过 OPBF 后, 滤波后的结果如图 1(c) 所示, 可以看出滤波后的信号只剩下带内的 1.3 Hz 的信号, 与理论设计相符合。

1.3.3 正交投影陷波器

OPNF 的基本思想是将待滤波的信号投影到呼吸信号高次谐波的零空间中, 以实现呼吸信号高次谐波的去除。

呼吸信号高次谐波的子空间可以表示为

$$H_n = [u(3f_r) \quad u(-3f_r) \quad u(4f_r) \quad u(-4f_r)] \quad (13)$$

式中 f_r 为呼吸频率。

呼吸信号高次谐波的子空间的正交投影矩阵为

$$P_{H_n^\perp} = I - H_n (H_n^H H_n)^{-1} H_n^H \quad (14)$$

假设信号的采样频率为 f_s 为 100 Hz, 信号采样时间为 10 s, 信号采样点数为 $N=1\ 000$, 陷波器的零点频率为 $3f_r=0.9\text{ Hz}$, $4f_r=1.2\text{ Hz}$, $\Delta f' = f_s/N/5$, 经过 MATLAB 仿真后, OPNF 的频谱特性如图 2(a) 所示。从图上可以看出, 在 0.9 Hz 和 1.2 Hz 的位置处有两个很深的零陷, 与设计需求一致。

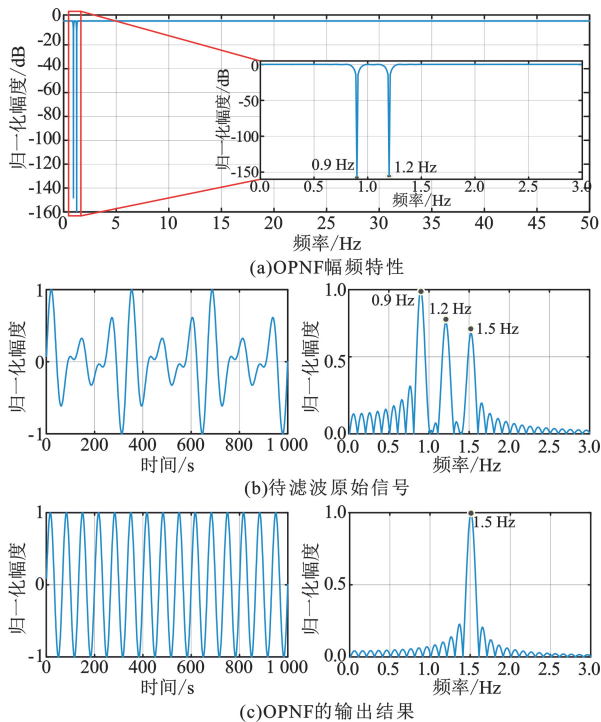


图 2 OPNF 幅频特性及仿真结果

待滤波信号有 3 个频率成分, 分别为 0.9 Hz、1.2 Hz 和 1.5 Hz, 其中, 0.9 Hz 和 1.2 Hz 分别模拟的是呼吸信号的三次和四次谐波, 1.5 Hz 模拟的是

心跳信号, 其具体形式如图 2(b) 所示。

图 2(c) 为通过 OPNF 后的结果, 从图中可以看到当干扰信号与陷波频率一致的时候, 干扰信号被滤除。

对于呼吸高次谐波干扰下心跳信号提取问题, 现有工作中最常用的方法是自适应陷波滤波器。为了说明本文提出的 OPNF 的优越性, 下面给出了 OPNF 和自适应陷波滤波器 (Adaptive Notch Filter, ANF) 的对比仿真实验。图 3(a) 为设计的待滤波信号, 信号时长为 10 s。从图中可以看出, 0.9 Hz 和 1.2 Hz 模拟的是呼吸三次和四次谐波, 为需去除目标; 1.3 Hz 模拟的是心跳信号, 为期望信号。图 3(b) 为 OPNF 和 ANF 输出结果, 图中, 实线为 OPNF 的输出结果, 虚线为 ANF 的输出结果。从图中可以看出, 与 ANF 相比, OPNF 的输出无收敛过程。因此, 在进行实时的心跳信号获取时, 自适应滤波器由于步长选择问题以及存在收敛过程, 使其在实际应用中存在一定的限制。

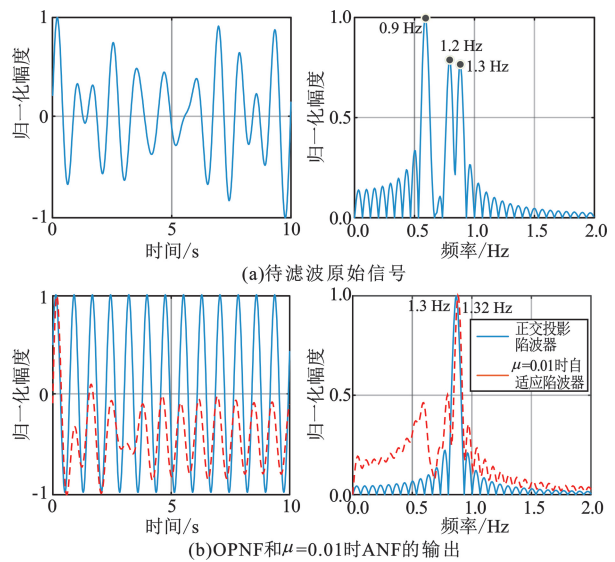


图 3 OPNF 与 ANF 对比结果

2 系统设计

2.1 硬件设计

图 4 给出了单发多收雷达系统的实物图。信号源生成射频信号后通过一分二功分器, 一端接到发射天线作为发射, 另一端接到一个放大器, 经放大后过一个一分八的功分器作为 8 个接收通道混频器的本征信号。雷达有 8 根接收天线, 每个接收通道包含低噪放、带通滤波器、二级放大器、镜像抑制混频

器以及基带放大器。在采样模块中,利用了两块 AD7606 采样板实现 8 路 IQ 信号的同步采样。相应的时序控制以及数据传输是通过 Altera Cyclone IV 这块 FPGA 实现的。雷达体制为 SIMO-FMCW,其他具体参数如表 1 所示。

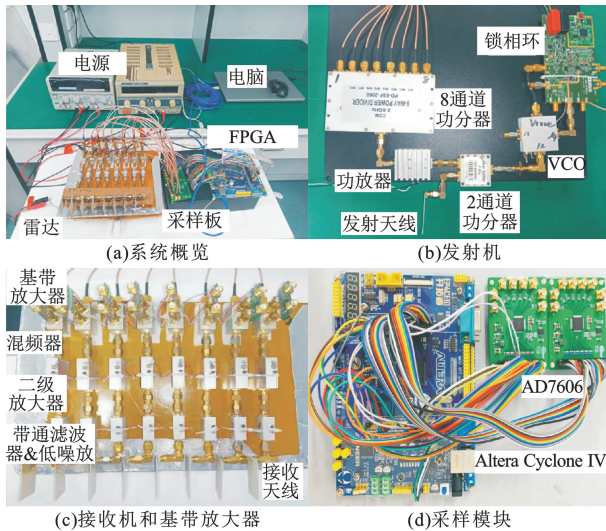


图 4 单发多收线性调频连续波雷达

表 1 单发多收线性调频连续波雷达参数

参数	值
工作频率/GHz	5.8
调频带宽/MHz	400
调频时间/ms	4
锯齿波重复周期/ms	5
采用频率/kHz	200
通道数	8
天线单元间距/cm	2.6

2.2 软件设计

为了保证多人定位和波束形成的性能,首先进行的步骤是 8 个射频通道间的幅相校正;基于校正后的数据,进行了多人的位置定位,得到受试者的距离和角度信息;接着,利用快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform, FFT)获得 8 路接收通道的距离维数据,再根据受试者的位置信息 d_k 提取出目标所在距离门的数据,再根据受试者的角度信息 θ_k 在目标所在角度生成相应的波束,输出的结果即为第 k 个目标的生命体征信号。

对于第 k 个目标的生命体征信号来说,先利用 DACM(Differentiate and Cross Multiply)算法对提取出的信号进行相位解调,基于解调后的结果,利用 FFT 估计出呼吸信号的基波频率 f_r ;接着利用

OPBF,将解调后的结果投影到子空间 $\langle H_b \rangle$ 中,得到位于心跳频率范围(0.8~2 Hz)内的信号;然后利用上面估计出的呼吸信号频率,生成呼吸信号三次谐波和四次谐波的零空间 $\langle H_n \rangle^\perp$,将 OPBF 的结果投影到这个零空间,以达到呼吸高次谐波信号消除的目的;最后,OPBF 的输出即为提取出的心跳信号。

需要说明的是,理论上来说只要心跳信号与呼吸高次谐波之间的频率差大于最小分辨频率,就可以通过正交投影陷波滤波器去除呼吸高次谐波。正交投影算子利用的是傅里叶基空间,最小分辨频率为 $0.886/T$,其中 T 为信号的时长。当数据的持续时间为 10 s 时,分辨率约为 0.09 Hz。在实际的检测过程中,有可能存在心跳信号频率和呼吸高次谐波频率一致的特殊情况,此时 OPBF 有可能将心跳信号当作呼吸高次谐波直接滤除。为了应对这种情况,需要提出一个相应的解决方案。

考虑到在实际监测过程中呼吸信号和心跳信号的频率是时变的,呼吸高次谐波的频率和心跳的频率并不总是一致的,因此,可以将当前时刻估计出的心跳频率与前一时刻估计出的心跳频率进行比较,如果两者相差很大,可能表明高次呼吸谐波的频率与心跳的频率重合。在这种情况下,将不进行陷波以避免心跳信号的丢失。

3 多人生命体征检测实验

3.1 多人心跳信号提取实验

3.1.1 3 人心跳信号提取实验

为了说明本文所采用系统以及所设计算法具有很强的受试者位置差异适应性,实验设置了一个 3 人的检测实验,其中,两名受试者位于同一距离,利用数字波束形成技术实现多人生命体征信号的分离;还有一名受试者位于不同距离,利用受试者距离门的不同实现多人生命体征信号的分离。

3 名受试者的年龄分别为 29 岁、25 岁和 25 岁,体重分别为 85 kg、76 kg 和 65 kg,身高分别为 1.72 m、1.78 m 和 1.76 m,并且 3 名受试者均被要求佩戴压电脉冲传感器(HK2000C)来测量其脉搏波信号,以作为雷达提取出心跳信号的参考信号。

3 名受试者具体的位置信息为 $(-20^\circ, 1.8 \text{ m})$ 、 $(0^\circ, 3 \text{ m})$ 和 $(20^\circ, 1.8 \text{ m})$ 。图 5 为 3 名受试者的定位结果图,可以看到,3 名受试者被成功识别出来,其具体位置信息为 $(-15^\circ, 1.76 \text{ m})$ 、 $(1^\circ, 2.93 \text{ m})$ 和 $(24^\circ, 1.76 \text{ m})$ 。考虑到受试者不是点目标,估计出

的位置信息均在误差范围之内。

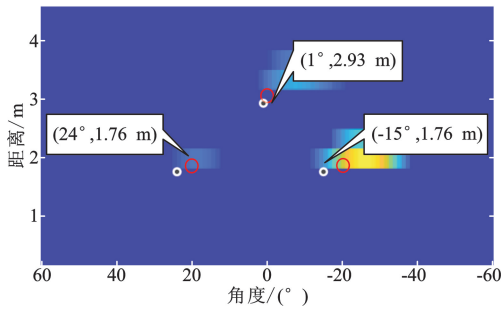


图 5 3 名受试者的定位结果

图 6 为受试者 A 的生命体征信号。图 6(a) 为提取出的生命体征信号,从频域图中可以看出受试者 A 的呼吸频率为 0.31 Hz,据此可以得出呼吸信号的三次和四次谐波为 0.93 Hz 和 1.24 Hz。图 6(b) 为 OPBF 的输出结果,图中蓝色实线为 OPBF 的结果,红色虚线为参考信号,是脉搏波传感器的结果。右边频谱图中存在两个峰值: 0.91 Hz 和 1.35 Hz,其中, 0.91 Hz 为呼吸信号的三次谐波, 1.35 Hz 为心跳信号。从左边时域图中看出,心跳信号受到了呼吸三次谐波信号的严重干扰。图 6(c) 为 OPNF 的输出结果,根据估计出的呼吸频率,OPNF 的陷波频率为 0.93 Hz 和 1.24 Hz。从右边频谱图中可以看出,呼吸信号的三次谐波已经被滤除,只剩下 1.35 Hz 的心跳信号。

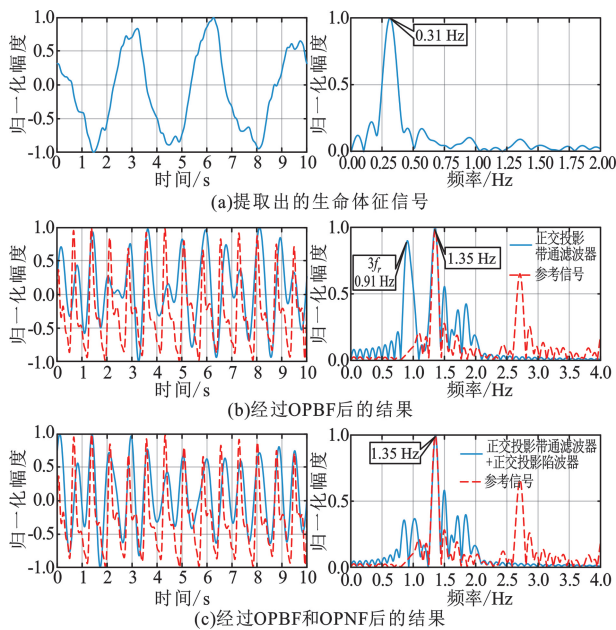


图 6 受试者 A 的生命体征信号

图 7 为受试者 B 的生命体征信号。图 7(a) 为

提取出的生命体征信号,从频域图中可以看出受试者 B 的呼吸频率为 0.372 Hz,据此可以得出呼吸信号的三次和四次谐波为 1.116 Hz 和 1.488 Hz。图 7(b) 为 OPBF 的输出结果,图中蓝色实线为 OPBF 的结果,红色虚线为参考信号,是脉搏波传感器的结果。右边频谱图中存在 4 个峰值分别是 0.99 Hz、1.123 Hz、1.488 Hz 和 2.01 Hz,其中, 1.123 Hz 为呼吸信号的三次谐波, 1.488 Hz 为呼吸信号的四次谐波, 0.99 Hz 为心跳信号, 2.01 Hz 为心跳信号的二次谐波。图 7(c) 为 OPNF 的输出结果,根据估计出的呼吸频率,OPNF 的陷波频率为 1.116 Hz 和 1.488 Hz。从右边频谱图中可以看出,呼吸信号的三次谐波和四次已经被滤除,只剩下 0.99 Hz 的心跳基频信号和 2.01 Hz 的心跳二次谐波。

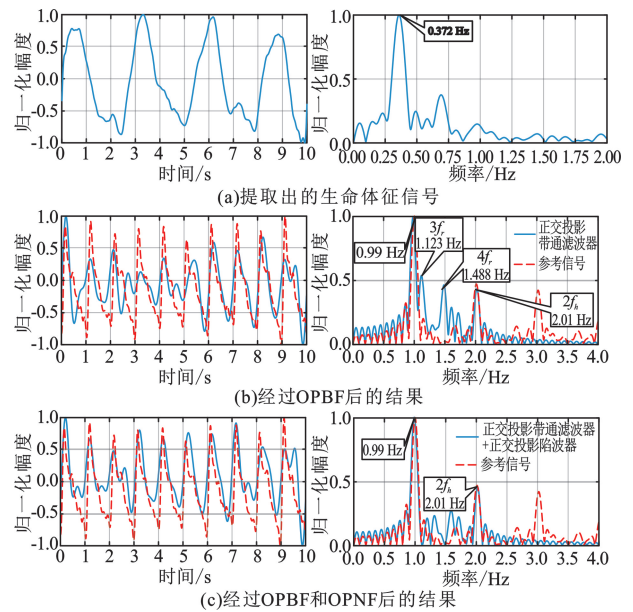


图 7 受试者 B 的生命体征信号

图 8 为受试者 C 的生命体征信号。图 8(a) 为提取出的生命体征信号,从频域图中可以看出受试者 C 的呼吸频率为 0.322 Hz,据此可以得出呼吸信号的三次和四次谐波为 0.966 Hz 和 1.288 Hz。图 8(b) 为 OPBF 的输出结果,图中蓝色实线为 OPBF 的结果,红色虚线为参考信号,是脉搏波传感器的结果。右边频谱图中存在 3 个峰值,分别为 0.994 Hz、1.288 Hz 和 1.703 Hz,其中, 0.994 Hz 为呼吸信号的三次谐波, 1.288 Hz 为呼吸信号的四次谐波, 1.703 Hz 为心跳信号。图 8(c) 为 OPNF 的输出结果,根据估计出的呼吸频率,OPNF 的陷波频率为 0.966 Hz 和 1.288 Hz。从右边频谱图中可以看出,呼吸信号的三次谐波和四次已经被滤除,只剩下 0.99 Hz 的心跳信号。

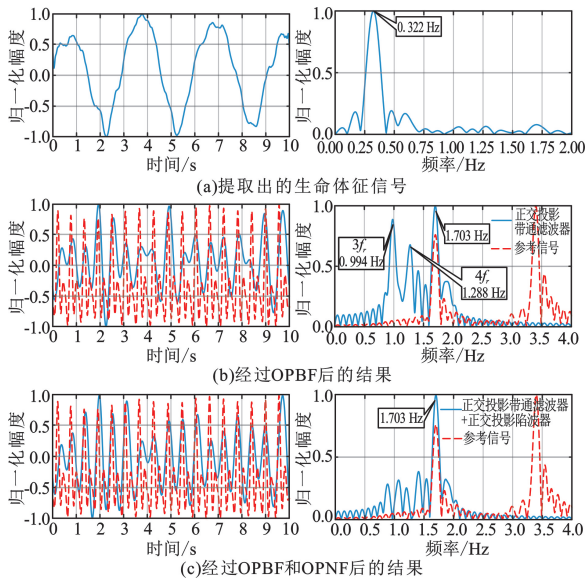


图 8 受试者 C 的生命体征信号

3.1.2 两人心跳信号提取实验

为了进一步说明本文所提算法的有效性,设置了一组双人心跳信号提取的实验,两个受试者位于雷达 3 m 处,其对应角度分别为 -20° 和 20° ,同时佩戴压电脉冲传感器作为参考信号。实验结果如图 9 所示。

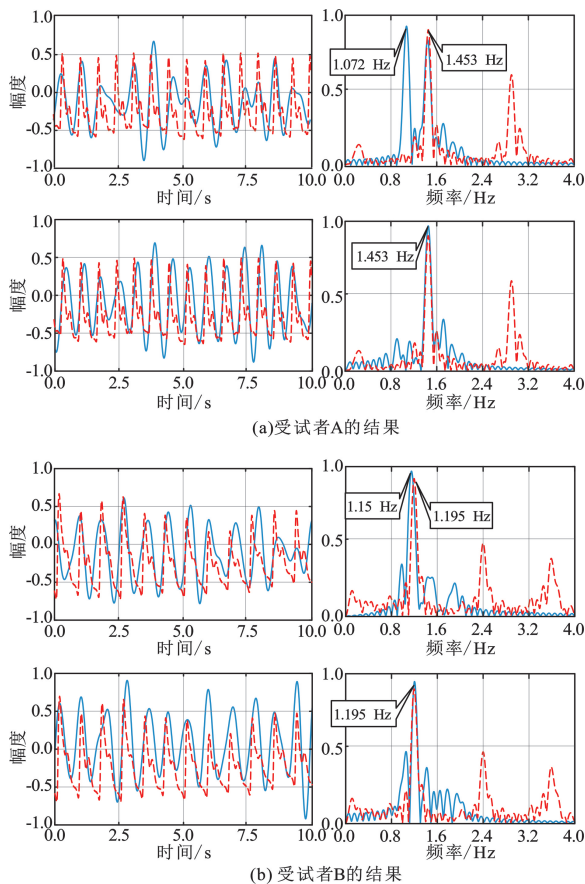


图 9 两人心跳信号提取实验

图 9(a)为受试者 A 的结果,从图中可以看出经过 OPF 后 1.072 Hz 的呼吸高次谐波被去除,同时经处理后的心跳信号与参考信号具有较高的吻合度。图 9(b)为受试者 B 的结果,从图中可以看出经过 OPF 后 1.15 Hz 的呼吸高次谐波被去除,且最终提取处的心跳信号与参考信号吻合度较高。

3.2 误差分析

表 2 为两组实验的误差分析表格,两组式样一共 5 组实验样本。通过计算,利用本文所提算法后平均误差为 0.32%,准确率为 99.68%,充分说明了本文所提算法的优越性。

表 2 误差分析表

序号	受试人员	实测频率/Hz	参考频率/Hz	误差/%
实验 1	受试者 A	1.35	1.355	0.37
	受试者 B	0.99	1.004	0.50
	受试者 C	1.703	1.701	0.12
实验 2	受试者 A	1.45	1.453	0.21
	受试者 B	1.2	1.195	0.42

4 结束语

本文提出了一种基于数字波束合成和 OPF 的算法实现了多人的生命体征检测和心跳信号提取。基于数字波束形成的多人的生命体征检测算法同时生成不同角度指向的波束实现多个受试者的位置估计和生命体征信号提取,与现有方法相比无需提前知道受试者的位置信息。OPF 通过将回波投影到呼吸高次谐波的零空间,实现心跳信号的提取,无常规滤波器的收敛过程和调参问题,适用于实时的心跳信号提取。实验结果及误差分析表明,本文所提算法能够初步应用于多人的生命体征检测和呼吸高次谐波干扰下的心跳信号提取。

但是,本文算法在实际应用中还存在许多问题,比如当呼吸高次谐波与心跳信号频率一致时的心跳信号提取等,后续会进一步研究。

参考文献:

[1] LI C Z, CUMMINGS J, LAM J, et al. Radar remote monitoring of vital signs[J]. IEEE Microwave Magazine, 2009,10(1):47-56.
 [2] HONG H, ZHANG L, ZHAO H, et al. Microwave sensing and sleep: noncontact sleep-monitoring technology with microwave biomedical radar [J]. IEEE Microwave Magazine, 2019,20(8):18-29.
 [3] KAGAWA M, UEKI K, TOJIMA H, et al. Noncontact screening system with two microwave radars for the

- diagnosis of sleep apnea-hypopnea syndrome[C]//2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Osaka: IEEE,2013:2052-2055.
- [4] CHEN K M, HUANG Y, ZHANG J, et al. Microwave life-detection systems for searching human subjects under earthquake rubble or behind barrier [J]. IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 2000, 47(1) : 105-114.
- [5] ISLAM S M M, BORIC-LUBECKE O, LUBECKE V M. Concurrent respiration monitoring of multiple subjects by phase-comparison monopulse radar using independent component analysis (ICA) with JADE algorithm and direction of arrival (DOA) [J]. IEEE Access, 2020, 8 : 73558-73569.
- [6] YUAN Y C, LU C C, CHEN A Y, et al. Multi-target concurrent vital sign and location detection using metamaterial-integrated self-injection-locked quadrature radar sensor [J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2019, 67(12) : 5429-5437.
- [7] NOSRATI M, SHAHSAVARI S, LEE S, et al. A concurrent dual-beam phased-array Doppler radar using MIMO beamforming techniques for short-range vital-signs monitoring [J]. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 2019, 67(4) : 2390-2404.
- [8] CHIOUKH L, BOUTAYEB H, DESLANDES D, et al. Noise and sensitivity of harmonic radar architecture for remote sensing and detection of vital signs [J]. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 2014, 62(9) : 1847-1855.
- [9] 屈乐乐, 刘淑杰, 杨天虹, 等. 基于 VMD 的调频连续波雷达生命信号提取 [J]. 电讯技术, 2022, 62(5) : 612-618.
- [10] HE M, NIAN Y J, LIU B W. Noncontact heart beat signal extraction based on wavelet transform [C] // 2015 8th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics. Shenyang: IEEE, 2015: 209-213.
- [11] LE M, LE D K, LEE J Y. Multivariate singular spectral analysis for heartbeat extraction in remote sensing of uwb impulse radar [J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2020, 306: 1-9.
- [12] 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, 21(8) : 2732-2736.
- [13] LI M Y, 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.
- [14] RONG Y, BLISS D W. Remote sensing for vital information based on spectral-domain harmonic signatures [J]. IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems, 2019, 55(6) : 3454-3465.
- [15] 苏保伟. 阵列数字波束形成技术研究 [D]. 长沙: 国防科学技术大学, 2006.
- [16] LI C Z, LING J, LI J, et al. Accurate Doppler radar noncontact vital sign detection using the RELAX algorithm [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2010, 59(3) : 687-695.
- [17] 冶继民. 信源数目未知与变化时的盲信号分离方法研究 [D]. 西安: 西安电子科技大学, 2005.

作者简介:

司 军 男, 1983 年生于安徽阜阳, 2016 年获工学硕士学位, 现为高级工程师, 主要研究方向为相控阵雷达设计、数字波束合成技术等。

刘应盼 男, 1995 年生于安徽滁州, 2019 年获工学硕士学位, 现为工程师, 主要研究方向为雷达总体设计。

熊俊军 男, 1993 年生于江苏泰州, 2023 年获工学博士学位, 现为工程师, 主要研究方向为相控阵雷达设计和非接触式生命体征射频传感技术。

柏 磊 男, 1983 年生于江苏扬州, 2013 年获工学博士学位, 现为研究员, 主要研究方向为雷达系统设计。

吴 俭 男, 1969 年生于江苏无锡, 2004 年获工学硕士学位, 现为研究员, 主要研究方向为雷达系统设计。

丁传威 男, 1990 年生于江苏南通, 2020 年获工学博士学位, 现为副教授, 主要研究方向为姿态识别和非接触式生命体征射频传感技术。