

# 基于 PCA 与 EMD 的超宽带雷达生命信号检测算法

戴 舜<sup>1,2</sup>, 朱 方<sup>2</sup>, 徐艳云<sup>2</sup>, 方广有<sup>2</sup>

(1. 中国科学院国家天文台, 北京 100012; 2. 中国科学院电子学研究所, 北京 100190)

**摘 要:** 本文分析了脉冲超宽带(UWB)生命信号模型,提出了基于主元分析(PCA)和经验模态分解(EMD)的非接触生命信号检测方法.根据 UWB 信号杂波与生命目标回波特点,结合 PCA 去除杂波.提取适当的主元特征向量序列曲线上峰值所对应的时延,估计目标距离信息.采用 EMD 分解目标回波序列为有限个固有模态函数(IMF)分量,在时域上重构平滑生命特征曲线,且其在高信噪比下可实现心跳与呼吸信号的分离.实验研究表明该方法简单有效,能同时提供生命信号的频域和时域波形位置信息,且重构得到的生命信号较符合实际信号时变、非平稳特性.

**关键词:** 生命信号; 超宽带; 主元分析; 经验模态分解; 奇异值分解

**中图分类号:** TN958      **文献标识码:** A      **文章编号:** 0372-2112 (2012)02-0344-06

**电子学报 URL:** <http://www.ejournal.org.cn>

**DOI:** 10.3969/j.issn.0372-2112.2012.02.022

## Vital Signal Detection Method Based on Principal Component Analysis and Empirical Mode Decomposition for Ultra Wideband Radar

DAI Shun<sup>1,2</sup>, ZHU Fang<sup>2</sup>, XU Yan-yun<sup>2</sup>, FANG Guang-you<sup>2</sup>

(1. National Astronomical Observatories, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100012, China;

2. Institute of Electronics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

**Abstract:** A novel non-contact vital signal detection method based on Principal Component Analysis (PCA) and Empirical Mode Decomposition (EMD) is presented for the impulse ultra wideband (UWB) vital signal module. The clutter is reduced by PCA on the basis of the characteristics of the UWB clutter signal and the objective vital signal. The distance information of the vital object is estimated by the delay time, which is extracted from the appropriate principal component eigenvector peak value. The sequence of the target echo is decomposed into several IMFs by EMD, and the flatness curve of the vital sign is reconstructed in time domain. The respiration and heartbeat signals can be separated with the high signal-to-noise ratio condition. The experiment demonstrated that this signal processing algorithm is simple but feasible. The frequency spectrum characteristics, the waveform in time domain of the vital signal and the distance between the object and the antenna can be obtained simultaneously. The reconstructed vital signal is complied with the characteristics of the time variety and non-stationary for the actual signal comparatively.

**Key words:** vital signal; ultra wideband (UWB); principal component analysis (PCA); empirical mode decomposition (EMD); singular value decomposition (SVD)

## 1 引言

生命信号的电磁检测方法是一种通过提取电磁回波中与呼吸或心跳等生命体征相关的信号分量,估计各相关参数,进而重构生命体征波形的非接触检测技术<sup>[1~3]</sup>.超宽带(UWB)信号有着非金属介质穿透能力强、距离分辨率高、平均发射功率低等特点.因巷战、反恐、救灾与医疗监护等方面的需要,基于 UWB 技术的雷

达生命信号检测方法引起了国内外研究者的广泛兴趣.

文献[4]提出针对一维雷达信号的相位检测法,相比简单的频谱分析法能提供更多的信息.文献[5]提出基于小波变换的呼吸、心跳信号检测算法,该算法性能极大的依赖于小波基的选取且不能提供目标的距离信息.文献[6]采用近似函数法实现呼吸与心跳信号的分离,用估计的时域近似函数逼近呼吸信号,提取的心跳信号波形较差且算法依赖于近似函数的选取.文献[7]

采用 Hilbert-Huang 变换研究噪声机制 UWB 雷达生命探测.文献[8]提出自适应心跳检测算法,其本质是频域的自适应滤波.以上算法均采用平均去除法去除杂波,该方法简单快捷,但引入的谐波干扰对目标散射信号波形影响较大<sup>[9]</sup>,采用频域滤波分离出的心跳信号常带有呼吸谐波分量,且都不具有生命信号自动搜索功能.文献[10]提出的等幅度追踪法具有生命信号搜索功能,在近距离高信噪比时性能较好.文献[11]采用线性趋势法去杂波后的频域奇异值分解(SVD)得到呼吸信号特征值,使用恒虚警条件判断人体存在并给出相对时延位置,但没有提供生命信号时域波形.

本文采用主元分析法(PCA)得到一系列子元子空间,根据杂波信号通常为稳态,其对应的子空间能量通常较高排序靠前,并利用信号矩阵的秩近似为 1 的特性来去除杂波.通过搜索生命回波主元对应的特征向量序列曲线上的峰值,得到生命回波信号相对时延量,进而估计出目标相对天线的距离信息.根据生命信号的时变、非平稳特性,采用时域经验模态分解(EMD),无需人工干预将目标回波序列分解为有限个固有模式函数(IMF)分量<sup>[12]</sup>,通过分量信号重构得到平滑生命特征曲线,且其在一定条件下可实现心跳与呼吸信号的分离.实验研究表明该方法处理简单,有效利用了 UWB 雷达信号的二维信息,具有生命信号搜索功能,及较好的杂波抑制效果,得到的生命信号较符合实际生命信号时变、非平稳特性.

## 2 原理及方法

### 2.1 脉冲 UWB 生命信号模型

假设  $d_0$  表示从雷达天线到人体胸腔表面的平均距离, $r(t)$ 表示由呼吸带来的胸腔和腹部扩展收缩,以及心脏跳动和其引起的周期性血液循环构成等人体微动引起的距离变化,为便于研究,人体微动可近似为几组简谐振动,则天线到人体胸腔表面的瞬时距离可表示为<sup>[13]</sup>:

$$\begin{aligned} d(t) &= d_0 + c(t) \\ &= d_0 + A_r \sin(2\pi f_r t) + A_{hb} \sin(2\pi f_{hb} t + \Delta) + res(t) \end{aligned} \quad (1)$$

其中, $A_r$ 表示人体呼吸微动幅度, $f_r$ 表示人体呼吸微动频率, $A_{hb}$ 表示人体心跳微动幅度, $f_{hb}$ 表示人体心跳微动频率, $\Delta$ 表示心跳相对呼吸起始点的相位差, $res(t)$ 表示处呼吸心跳外其他人体微动引起的距离变化.设天线与人体之间除人体外周围其它物体都静止,则雷达信道的冲激响应可表示为:

$$h(\tau, t) = a_r \delta(\tau - \tau_v(t)) + \sum_i a_i \delta(\tau - \tau_i) \quad (2)$$

其中, $\tau$ 为信号传输快时间,可用来表征距离向信息, $t$

为信号采集慢时间, $\sum_i a_i \delta(\tau - \tau_i)$ 对应于周围静止目标, $a_r \delta(\tau - \tau_v(t))$ 对应于人体微动,则  $\tau_v(t)$ 可表示为:

$$\begin{aligned} \tau_v(t) &= \frac{2d(t)}{v} \\ &= \tau_0 + \tau_r \sin(2\pi f_r t) + \tau_{hb} \sin(2\pi f_{hb} t + \Delta) + \tau_{res}(t) \end{aligned} \quad (3)$$

其中, $v$ 表示电磁波传播速度,由式(1)可知, $\tau_0 = d_0/v$ , $\tau_r = A_r/v$ , $\tau_{hb} = A_{hb}/v$ , $\tau_{res}$ 为除呼吸心跳外其他人体微动带来的时延变化.考虑有一个生命体的情况,对于脉冲体制的 UWB 雷达,假设发射天线发射信号为  $p(\tau)$ ,则接收天线接收信号为:

$$\begin{aligned} R(t, \tau) &= p(\tau) * h(t, \tau) \\ &= \sum_i a_i p(\tau - \tau_i) + a_r p(\tau - \tau_v(t)) \end{aligned} \quad (4)$$

对  $\tau$  和  $t$  进行离散化后得到:

$$\mathbf{R}(m, n) = \sum_i a_i p(n\delta_T - \tau_i) + a_r p(n\delta_T - \tau_v(mT_s)) \quad (5)$$

$\delta_T$  和  $T_s$  分别表示快时间和慢时间的采样间隔, $m = 0, 1, 2, \dots, M-1$ , $n = 0, 1, 2, \dots, N-1$ ,则  $\mathbf{R}(m, n)$  为  $M \times N$  矩阵,为携带目标生理信息的雷达回波矩阵.

### 2.2 基于 PCA 的杂波抑制与目标回波提取

PCA 法是一种建立在最小均方误差基础上的线性变换方法,其核心是用特定的正交矩阵对信号矩阵进行正交变换,得到相互正交的对角主成分矩阵.即设矩阵  $\mathbf{X} \in \mathbf{R}^{m \times n}$  的秩  $r \leq (\min(m, n))$ ,有变换矩阵  $\mathbf{W}$  使  $\mathbf{S} = \mathbf{W} \cdot \mathbf{X}$ ,  $S_1, S_2, \dots, S_n$  ( $n \leq m$ ) 称为  $\mathbf{X}$  的主元,其中  $s_i = \mathbf{w}_i \mathbf{X}$ ,各主元之间相互正交.通常变换矩阵  $\mathbf{W}$  选取为  $\mathbf{C} = \mathbf{X} \cdot \mathbf{X}^T$  的特征向量.对雷达回波信号矩阵  $\mathbf{R}$  采用 SVD 分解,表示为

$$\mathbf{R} = \mathbf{U} \mathbf{D} \mathbf{V}^T = \sum_{i=0}^K u_i \mathbf{D}_i \mathbf{v}_i^T \quad (6)$$

式中  $\mathbf{D}$  是由  $\mathbf{R}$  的非负奇异值构成的  $m \times n$  非负对角阵,除对角线以外的其余元素均为零,对角元素为其奇异值的降序排列,可以表示为  $D_{1,1} \geq D_{2,2} \geq \dots \geq D_{N,N}$ ;  $\mathbf{U}$  为矩阵  $\mathbf{R} \mathbf{R}^T \in \mathbf{R}^{m \times m}$  的特征向量矩阵;  $\mathbf{V}$  为矩阵  $\mathbf{R}^T \mathbf{R} \in \mathbf{R}^{n \times n}$  的特征向量矩阵,同时  $\mathbf{U}, \mathbf{V}$  的特征向量也按照奇异值降序排列.令  $y_i = \mathbf{D}_{i,i} \mathbf{v}_i^T$  为主元,对应的雷达回波信号矩阵  $\mathbf{R}$  就可以看作是主元  $y_i$  与相应的特征信号  $u_i$  的加权和  $\mathbf{R} = \sum_{i=1}^N u_i y_i$ . PCA 本质上将信号分解为具有最大方差的向量构成的子空间.

由于相同快时间点上的杂波信号变化不大,在理想条件下可认为相同,其杂波主元成分矩阵的秩为 1;而微弱体动目标散射回波时延信号在矩阵中表现为正弦函数形式,其秩大于 1.由于杂波能量通常远大于目标回波能量,对主元进行分析,可通过去除排列靠前的主要含

杂波能量的成分后,再重构提高信号矩阵的信噪比.

计算各个主元对应特征向量的能量分布可知,在杂波和目标回波处会出现能量尖峰,可以根据搜索得到的目标回波主元特征向量的能量分布的尖峰位置差异粗略确定微动目标深度.提取该时延处的慢时波形,即为含有生命微动信号的一维时域波形.

### 2.3 基于 EMD 的生命信号重构

EMD 方法的目的是通过对非线性、非平稳信号的分解获得一系列表征信号特征时间尺度的 IMF<sup>[14,15]</sup>.对于每个 IMF 需要满足如下两个条件:

(1)在整个数据序列中,极值点的数量与过零点的数量相等,或最多相差不能多于一个.

(2)在任一时间点上,信号的局部最大值和局部最小值定义的包络均值为零.

对任一实信号  $s(t)$  进行 EMD 分解也称为筛选过程,有两个作用,去除叠加波和使数据更加对称.其具体步骤如下:

(1)找出原始信号  $s(t)$  所有的极大值点,并将其用三次样条函数拟合出原始信号的上包络线;同理,找出信号所有极小值点,拟合出下包络线.

(2)计算上下包络线的均值,记为  $m_1(t)$ ,那么原信号的第 1 个 IMF 由下式计算,

$$h_1(t) = s(t) - m_1(t) \quad (7)$$

(3)理论上,  $h_1(t)$  是第 1 个 IMF,但一般其并不满足 IMF 分量的条件.为此,对  $h_1(t)$  重复进行上述过程  $k$  次,直到其符合 IMF 的定义要求,所得到的均值趋于零为止.这样就得到了第 1 个 IMF 分量  $IMF_1(t)$ ,它代表信号  $s(t)$  中最高频率的分量

$$h_{1(k-1)}(t) - m_{1k}(t) = h_{1k}(t) \quad (8)$$

$$IMF_1(t) = h_{1k}(t)$$

(4)将  $IMF_1(t)$  从  $s(t)$  中分离出来,即得到一个去掉高频分量的差值信号  $r_1(t)$ ,即有

$$r_1(t) = s(t) - IMF_1(t) \quad (9)$$

将  $r_1(t)$  作为原始信号,重复步骤(7)、(8)和(9),得到第 2 个 IMF 分量  $IMF_2(t)$ ,重复  $n$  次,得到  $n$  个 IMF 分量.这样就有

$$\left. \begin{aligned} r_1(t) - IMF_2(t) &= r_2(t) \\ &\vdots \\ r_{n-1}(t) - IMF_n(t) &= r_n(t) \end{aligned} \right\} \quad (10)$$

(5)当  $IMF_n(t)$  或  $r_n(t)$  满足给定的终止条件(通常使  $r_n(t)$  成为单调函数)时,循环结束,由式(9)和式(10)可得到

$$s(t) = \sum_{j=1}^n IMF_j(t) + r_n(t) \quad (11)$$

其中,  $r_n(t)$  为残余函数,代表信号的平均趋势.而各个

IMF 分量  $IMF_1(t), IMF_2(t), \dots, IMF_n(t)$  分别包含了信号不同时间特征尺度大小的成分,其尺度依次由小到大.因此,各分量也就相应地包含了从高到低不同频率段的成分,每一个频率段所包含的频率成分都是不同的,且随信号本身的变化而变化.

对于 UWB 雷达生命探测,人体微动对目标回波时延起到了调制作用,而微动是由呼吸与心跳共同引起的,因此人体目标回波时延序列携带有呼吸与心跳信息.根据 EMD 得到 IMF 分量从高频到低频依序排列,低阶 IMF 分量代表快的振动模式,高阶 IMF 分量代表慢的振动模式.首先将最先分解出来的一个或前几个 IMF 分量(高频分量,代表信号中噪声)置 0,再用反映生命信号结构特征的 IMF 分量分别重构心跳与呼吸信号.假设目标回波时延序列被 EMD 分解成  $N$  个  $IMF_j(t), j = 1, 2, \dots, N$ . 存在模式索引  $n_1, n_2, n_3, n_4$ , 心跳信号  $s_{hb}(t)$  将由  $(n_2 - n_1 + 1)$  个 IMF 重构,呼吸信号  $s_{rp}(t)$  将由  $(n_4 - n_3 + 1)$  个 IMF 重构:

$$s_{hb}(t) = \sum_{j=K_1}^{K_2} IMF_j(t) \quad (12)$$

$$s_{rp}(t) = \sum_{j=K_3}^{K_4} IMF_j(t) \quad (13)$$

式(12)和式(13)实际上是一种新型的滤波方式—时空尺度滤波,其优势是滤波后的结果能够充分保留信号本身所固有的非线性和非平稳特征.  $n_1, n_2, n_3, n_4$  满足条件:  $n_1 \leq n_2 \leq n_3 \leq n_4 \leq N$ .

### 2.4 生命信号检测算法实现

基于以上分析,基于 PCA 与 EMD 的 UWB 雷达生命信号检测算法实现如下:

(1)对雷达接收的信号进行预处理,先通过距离门去除强烈的直达波,减少因直达波抖动带来的噪声影响.

(2)对预处理后的信号矩阵采用 SVD 分解,得到各主元以及主元对应的特性向量.

(3)分析结果,计算主元能量分布,假设对所有的主元进行能量分布分析,找出属于直达波的主元,计算量既大也不必要.因为 SVD 分解后,信号的能量主要集中在前面几个主要的奇异值中,后面的一些奇异值贡献很小,可以忽略.主元个数可以采用能量百分比准则,即

$$\xi = \left( \sum_{i=1}^K D_{i,i}^2 / \sum_{i=1}^N D_{i,i}^2 \right) 100\% \quad (14)$$

对于确定的  $\xi$ ,通过上式计算需要选取的主元数目  $M$ ,可明显减小运算量.对主元对应的特征向量分析,得到各主元对应的快时能量分布,并结合特征值可以确定杂波分量和生命回波时延.最后去除杂波分量为

的主元成分重构生命回波信号矩阵,粗略搜索出生命回波的位置.

(4)根据生命回波时延量所在位置,将提取的含有噪声和生命调制信息的一维信号按照式(7)到式(11)进行 EMD 分解得到一组 *IMF* 分量.

(5)分析各 *IMF* 分量的幅度和频率,选择适当的 *IMF* 分量重构呼吸和心跳信号时域波形,并通过 FFT 变换到频域,判断生命信号的存在.

### 3 实验结果分析

为了验证以上算法性能,使用 MALA ProEx 雷达进行测试,采用的天线中心频率为 800MHz,置于距地面 1.2m 的实验台上.男性被测试者坐在高 40cm 的带靠背的椅子上,正面对雷达天线,胸部与天线平齐,距离为 1.5m,椅子后有玻璃幕墙和书柜等障碍物.雷达采样间隔为 20ps,采集点数为 1000 点,一道数据采样时窗为 20ns,每道数据间隔为 0.05s,共采集 1000 道,则采集时间为 50s.采集信号矩阵  $R(1000 \times 1000)$  如图 1 所示.可见强直达波的存在几乎将回波信号淹没,直达波位置在数据点 100 左右.因为雷达采用的发射接收天线封装在一个 32cm  $\times$  19cm  $\times$  11cm 的密闭盒内,距离较近,可近似认为直达波的所在位置即为天线所在位置.采用距离门法取第 200 到 800 采样数据重建数据矩阵大小为 800  $\times$  1000,第 1 行即为原数据矩阵的第 201 行,如图 2 所示,可见有多处由静止目标散射形成慢时平稳的条纹状回波,数据点 300 至 400 间可见有微弱抖动回波信号.

采用 SVD 分解可得到 800 个主元,但显然对所有的主元进行分析是不必要的,对式(14)取值为 99%,可以计算出只需前 12 个主元既能满足要求,此时  $\xi = 99.18\%$ ,且第一个主元特征值的能量占总能量的 90% 以上.前 12 个主元的特征向量如图 3 所示,对比图 2 可知主元 1 对应的特征向量能量在各个杂波处有明显体现,主元 2 的特征向量在 340 至 390 之间出现尖峰,且形状与发射脉冲一致,主要对应为生命信号的能量.由此去除主元 1 对应的子空间矩阵即可达到去除杂波稳态分量的效果.重构后的主要由生命回波构成的信号矩阵如图 4 所示,与原数据矩阵相比,能量幅度大幅下降,去除了大部分的杂波分量,可看到明显准周期性信号回波,同时由于背景噪声及雷达时序抖动,仍有残余杂波存在.

提取第二主元能量峰值  $\tau = 570$  时的慢时数据,如图 5 第 1 子图像所示,其与天线位置相对数据点数为

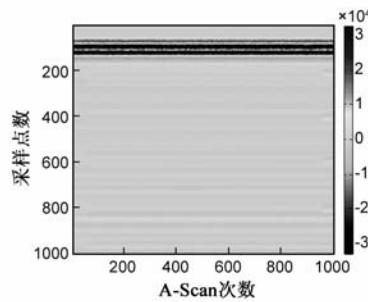


图1 雷达采集原始图像

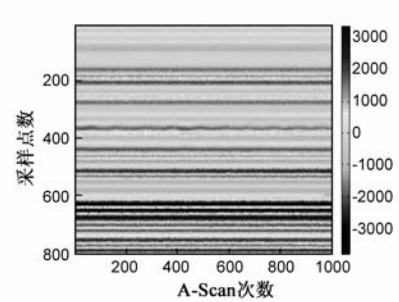


图2 预处理后的数据矩阵

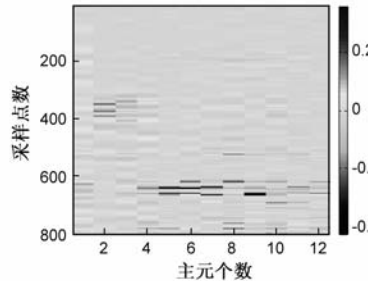


图3 前12个主元特征向量幅值图

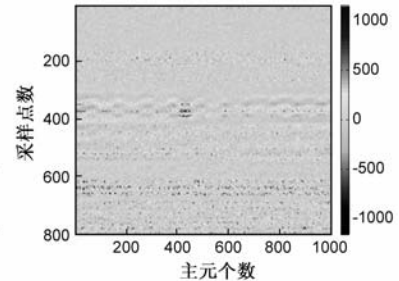


图4 重构的生命信号矩阵

470 点,按空气中电磁波双程传输方程计算可得到距离为 1.41m,与实际距离相差 9cm.误差主要来源于根据直达波选定的距离原点与实际天线位置的差异以及人体微动并非完全等效到体表距离天线最近的点上的距离误差,在实际使用中该误差是可以接受的.采用 EMD 分解的各 *IMF* 如图 5 所示.分析可知 *IMF5* 分量的能量较高,频率与呼吸接近,为减少 EMD 分解的伪模态问题,将 *IMF5* 和其他更大尺度分量 *IMF6* 及 *IMF7* 叠加得到的呼吸信号波形如图 6(a)所示,与原始信号比较

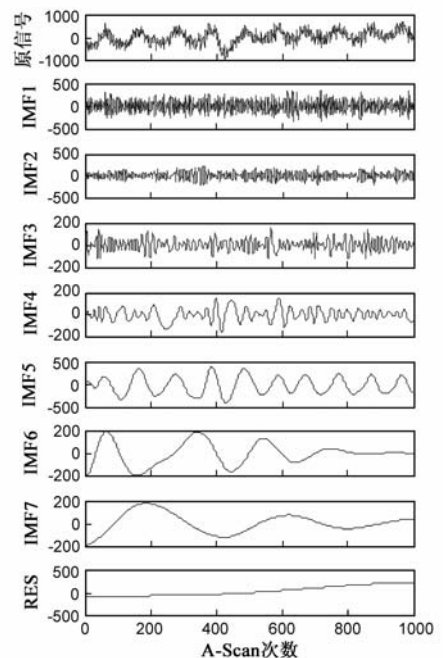


图5 提取的生命信号回波及其IMF

可见 EMD 法有效的减低了信号噪声并很好的反映了呼吸信号的非平稳特性. 图 7 中实线表示 EMD 后的重构的信号频谱, 虚线表示原始信号频谱, 可见在 0.2Hz 处原信号与重构信号都存在明显尖峰, 重构信号能量比源信号略小, 但降低了其他频率的能量, 反映了呼吸信号的存在. 观测其剩余的 IMF 分量数值可知, 由于雷达本身的噪声能级较高, 且系统带宽不够高会带来较大

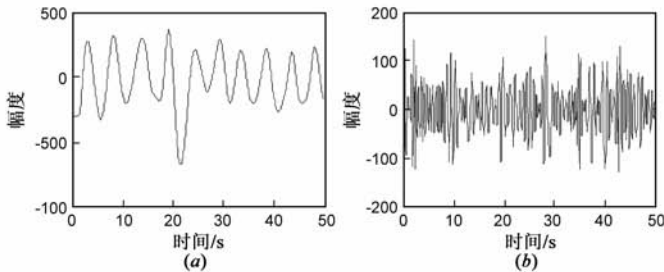


图6 重构的呼吸和心跳信号回波

的呼吸信号谐波分量<sup>[10]</sup>, 其中 IMF1 和 IMF2 分量主要是高频噪声部分, IMF3 分量为心跳频率所在部分, IMF4 分量为呼吸频率谐波部分, RES 为最大时间尺度分量代表了人体本身的移动. 重构心跳波形如图 6(b) 所示, 信号频谱如图 8 所示, 可见存在 1.28Hz 的心跳频率尖峰, 由于心跳引起的时间位移量远小于呼吸信号, 容易淹没在噪声中, 图中存在明显的其他频率噪声.

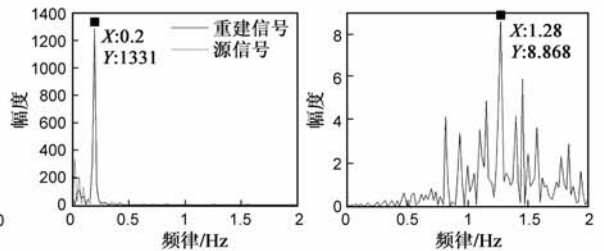


图7 呼吸信号回波频谱

图8 心跳信号回波频谱

## 4 结论

脉冲 UWB 雷达非金属介质穿透能力强、平均功率低、分辨率高、具有距离选通功能、抗背景噪声和多径干扰能力较强且结构简单便于实现, 在非接触生命体征监测以及灾害生命搜救中具有明显优越性. 本文分析了脉冲 UWB 生命信号模型, 采用 PCA 和 EMD 对 UWB 雷达生命信号检测进行了研究. 提出的算法实现简单, 具有人机交互与自动搜索功能, 能有效的提取非平稳的人体生命体征信号以及位置信息, 这对灾害救助有着重要意义, 并且在近距离高信噪比条件下可实现呼吸和心跳信号的分离, 可用于非接触生命体征监测. 进一步的研究将开发性能更好的硬件系统, 实现实时性和鲁棒性好的功能软件, 达到复杂环境下的人体活动信息和距离方位检测.

## 参考文献

- [1] Bugaev A S, Vasil'ev I A, Ivashov S I, et al. Radar methods of detection of human breathing and heartbeat [J]. Journal of Communications Technology and Electronics, 2006, 51(10): 1154 - 1168.
- [2] Changzhi Li, Cummings J, Lam J, et al. Radar remote monitoring of vital signs[J]. IEEE Microwave Magazine, 2009, 10(1): 47 - 56.
- [3] Lazaro A, Girbau D, Villarion R. Analysis of vital signs monitoring using an IR-UWB radar[J]. Progress in Electromagnetics Research, 2010, 100: 265 - 284.
- [4] Ossberger G, Buchegger T, Schimback E, et al. Non-Invasive respiratory movement detection and monitoring of hidden humans using ultra wideband pulse radar [A]. Ultra Wideband Systems Joint with conference on Ultrawideband Systems and

Technologies[C]. IEEE, 2004. 395 - 399.

- [5] Baboli M, Ghorashi S A, Saniei N, et al. A new wavelet based algorithm for estimating respiratory motion rate using UWB radar[A]. Proc of International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering[C]. Singapore, IEEE, 2009. 1 - 3.
- [6] Pavlov S N, Samkov S V. Algorithm of signal processing in Ultra-Wideband radar designed for remote measuring parameter of patient's cardiac activity [A]. 2nd International Workshop on Ultrawideband and Ultrashort Impulse Signal[C]. IEEE, 2004. 205 - 207.
- [7] Lai C P, Narayanan R M, Ruan Q, et al. Hilbert-Huang transform analysis of human activities using through-wall noise and noise-like radar [J]. IET Radar, Sonar & Navigation, 2008, 2(4): 244 - 255.
- [8] Ershad Sharifahmadian, Alireza Ahmadian. Adaptive signal processing for remote detection of heart rate (HR) using Ultra-Wideband waveforms based on principal component analysis [A]. 31th Annual international conference of the IEEE EMBS [C]. Minneapolis, USA, IEEE, 2009. 5717 - 5720.
- [9] Venkatesh S, Anderson C R, Rivera N V, et al. Implementation and analysis of respiration-rate estimation using impulse-based UWB [A]. Proc of IEEE Military Communications Conference [C]. Atlantic City, USA, IEEE, 2005, vol. 5: 3314 - 3320.
- [10] 谢义方, 方广有. 基于无载频脉冲雷达信号等幅度追踪法检测生命信号[J]. 电子与信息学报, 2009, 31(5): 1132 - 1135.
- Xie Yi-fang, Fang Guang-you. Equi-amplitude tracing algorithm based on base-band pulse signal in vital signal detecting [J]. Journal of Electronics and Information Technology, 2009, 31(5): 1132 - 1135. (in Chinese)
- [11] Nezirovic A, Yarovoy A G, Ligthart L P. Signal processing for improved detection of trapped victims using UWB radar [J].

IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing, 2010, 48(4):2005 – 2014.

- [12] 徐晓刚,徐冠雷,王孝通等.经验模式分解(EMD)及其应用[J].电子学报,2009,27(3):581 – 585.  
Xu Xiao-gang, Xu Guan-lei, Wang Xiao-tong, et al. Empirical mode decomposition and its application[J]. ACTA Electronica Sinica, 2009, 37(3):581 – 585. (in Chinese)
- [13] 戴舜,方广有.超宽带雷达生命信号频率检测的 Cramer – Rao 下界[J].电子与信息学报,2011,33(3):701 – 705.  
Dai Shun and Fang Guang-you. Cramer-Rao lower bound of

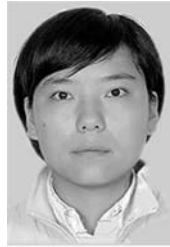
vital signal frequency detection for ultra wideband radar[J]. Journal of Electronics and Information Technology, 2011, 33(3):701 – 705. (in Chinese)

- [14] Huang N E, Shen Z, Long S R. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis[J]. Proceeding of Royal Society London A, 1998, (454):903 – 995.
- [15] Huang N E, Shen Z, Long S R. A new view of nonlinear water waves: The Hilbert spectrum[J]. Annual Review of Fluid Mechanics, 1999, (31):417 – 457.

## 作者简介



**戴 舜** 男,1981 年生于湖南长沙,2011 年毕业于中国科学院电子学研究所,获博士学位.现在中国科学院国家天文台工作,主要研究方向为超宽带雷达成像技术.  
E-mail: daiyao06@mails.gucas.ac.cn



**徐艳云** 女,1985 年生于山东枣庄,中国科学院电子学研究所博士生,主要研究方向为超宽带雷达成像技术.



**朱 方** 女,1984 年生于山东青岛,2011 年毕业于中国科学院电子学研究所,获博士学位.现在中国科学院电子学研究所工作,主要研究方向为高功率微波器件.



**方广有** 男,1963 年生于河南确山,博士,中国科学院电子学研究所研究员,博士生导师,中国科学院“百人计划”入选者,主要研究方向为超宽带电磁学及其工程应用、损耗介质中隐蔽目标的电磁探测、微波成像新技术和新方法和电磁场的数值计算方法等.