



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110507293 A

(43)申请公布日 2019. 11. 29

(21)申请号 201910684244.9

(22)申请日 2019.07.26

(71)申请人 中国电子科技集团公司第三十八研究所

地址 230000 安徽省合肥市高新技术开发区香樟大道199号

(72)发明人 张晶 付庆霞 张金元 高仲辉

(74)专利代理机构 合肥昊晟德专利代理事务所(普通合伙) 34153

代理人 王林

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G01S 7/41(2006.01)

G01S 13/88(2006.01)

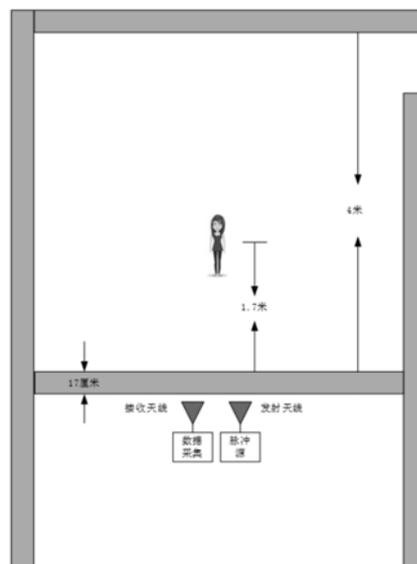
权利要求书3页 说明书11页 附图12页

(54)发明名称

一种超宽带穿墙雷达人体呼吸及心跳检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法及系统,属于雷达探测技术领域,包括以下步骤:S1:接收穿墙回波信号;S2:将回波信号分块;S3:积累相关脉冲;S4:对墙体回波进行抑制;S5:小波去噪;S6:分解信号;S7:进行傅里叶变换;S8:频域模态筛选;S9:恒虚警检测;S10:多个生命体目标识别。本发明通过奇异值分解去除墙体杂波,增强微弱呼吸心跳信号,然后用小波变换去除高频噪声,再用固有模态分解将呼吸和心跳信号加以分离,可以同时提取生命体的呼吸和心跳信号;最后根据不同的生命体的呼吸和心跳频率的差异以及位置信息,识别出多个生命体目标;通过一定的方式有效地提高信噪比,并且使计算效率得到大大提高。



1. 一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1:接收穿墙回波信号

发射冲击脉冲,接收并采样量化回波数据,形成二维快时间-慢时间矩阵 $s(m,n)$,其中 m 为距离维点数, n 为脉冲数;

S2:将回波信号分块

将步骤S1形成的二维矩阵沿慢时间方向进行分块, $s_i(m',n')$, $i=1\cdots K$,分成 K 个数据块;

S3:积累相关脉冲

把所有数据块叠加,经过脉冲积累后的矩阵为:

$$S(m',n') = \sum_{i=1}^K s_i(m',n');$$

S4:对墙体回波进行抑制

对脉冲积累后的 $S(m',n')$ 进行奇异值分解,得到 $S=U\Sigma V^*$,

其中, U 是 $m' \times m'$ 阶酉矩阵; Σ 是半正定 $m' \times n'$ 阶对角矩阵,而 V^* ,即 V 的共轭转置,是 $n' \times n'$ 阶酉矩阵;

Σ 对角线上的元素 Σ_i ,其中, Σ_i 即为 S 的奇异值并按照重要性排列;

令 $\Sigma_i=0$, $i=1,2,3,\dots$,得到的去奇异值矩阵为 Σ' ,重构矩阵: $S'=U\Sigma'V^*$,即为对墙体回波抑制后数据矩阵;

S5:小波去噪

利用小波变换方法进行去噪,去除高频噪声,将 S' 按照慢时间序列构成以时间为变量的序列 $y(t)$,即信号 $y(t)$;

S6:分解信号

利用固有模态分解方法对小波去噪后的信号 $y(t)$ 进行迭代筛分,分解成多个IMF分量 $h_i(t)$ 和一个残余分量 $r_L(t)$,筛分过程结束后,将原信号 $y(t)$ 表示成分解得到的各阶IMF分量 $h_j(t)$ 和残余值 $r_L(t)$ 的组合,如下式:

$$y(t) = \sum_{j=1}^L h_j(t) + r_L(t)$$

其中, $h_j(t)$ 代表不同频段的信号分量, $r_L(t)$ 代表信号整体的变化趋势;

S7:进行傅里叶变换

将各阶IMF分量 $h_j(t)$ 进行傅里叶变换,得到对应的频谱;

S8:频域模态筛选

将得到的频谱按照生命体呼吸心跳的频率范围进行频域模态筛选,分别得到呼吸和心跳的模态以及对应的频谱;

S9:恒虚警检测

统计呼吸和心跳峰值点处与波谷相差的点数的平均值作为保护单元数,参考单元的数量多少根据噪声的平坦程度与计算量综合得出;经过恒虚警检测后分别得出呼吸和心跳的位置信息以及对应的频率;

S10:多个生命体目标识别

根据不同的生命体的呼吸和心跳频率的差异以及位置信息,识别出多个生命体目标。

2. 根据权利要求1所述的一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法,其特征在在于:在所述步骤S1中,在物理意义层面,二维快时间-慢时间矩阵 $s(m,n)$ 为距离-时间矩阵,其中,快时间维对应距离维,慢时间维对应时间维。

3. 根据权利要求1所述的一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法,其特征在在于:在所述步骤S3中,脉冲积累时通过利用目标信号具有相关性,叠加积累后使部分噪声相互抵消。

4. 根据权利要求1所述的一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法,其特征在在于:在所述步骤S4中,墙体回波是指发射信号遇到墙体反射并被接收的信号, i 的取值取决于墙体回波信号的特征。

5. 根据权利要求1所述的一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法,其特征在在于:在所述步骤S5中,小波变换方法中的母波函数是 $\Psi(t)$,伸缩和平移因子分别为 a 和 b ,小波基函数 $\Psi_{a,b}(t)$,则得到如下关系式:

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

其中, $b \in \mathbb{R}, a \in \mathbb{R} - \{0\}$;

则信号的小波变换 $W_{a,b}(y)$ 与原始函数 $y(t)$ 及母函数与基函数的关系满足下面关系:

$$W_{a,b}(y) \leq y(t), \Psi_{a,b}(t) \geq \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} y(t) \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt;$$

其中,小波变换 $W_{a,b}(y)$ 是信号 $y(t)$ 在对应函数族 $\Psi_{a,b}(t)$ 上的分解;

则 $W_{a,b}(y)$ 重构 $y(t)$ 的小波逆变换定义为:

$$y(t) = \left(\frac{1}{C_\psi}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} W_{a,b}(y) \Psi_{a,b}(t) \left(\frac{1}{a^2}\right) da db。$$

6. 根据权利要求5所述的一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法,其特征在在于:小波变换或表示为:

$$W_a y(t) = y \cdot \Psi_a(t) = \left(\frac{1}{s}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} y(x) \Psi\left(\frac{t-x}{s}\right) dx, \quad \Psi_a(t) = \left(\frac{1}{s}\right) \Psi\left(\frac{t}{s}\right)$$

其中, s 是尺度参数,尺度参数用于按照某种方式把连续小波及其变换进行离散化处理。

7. 根据权利要求1所述的一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法,其特征在在于:在所述步骤S6中,每个IMF分量表示信号 $y(t)$ 在某个时间尺度或者频带上的细节,每个IMF分量均同时满足两个条件:一是IMF分量中的极值点和过零点的数目差值不大于1,二是IMF分量的上包络线和下包络线的局部均值为0。

8. 根据权利要求7所述的一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法,其特征在在于:在所述步骤S6中,对于第 j 次迭代, $r_{j-1}(t)$ 为当前残余分量,并且当 $j=1$ 时,有 $r_0(t) = y(t)$,迭代过程包括以下步骤:

S601: 令 $h_{j,i}(t) = r_{j-1}(t), i=1$;

S602: 求 $h_{j,i}(t)$ 的极大值和极小值,并利用3次样条插值求得由极大值确定的上包络线和由极小值确定的下包络线;

S603:求上下包络线的均值 $m_{j,i}(t)$;

S604:更新 $h_{j,i+1}(t) = h_{j,i}(t) - m_{j,i}(t)$, $i = i+1$;

S605:判断 $h_{j,i}(t)$ 是否满足IMF分量的两个条件,若满足,则 $h_j(t) = h_{j,i}(t)$ 为第j阶IMF分量,否则重复步骤S602~S604;

S606:更新残余值 $r_j(t) = r_{j-1}(t) - h_j(t)$, $j = j+1$,如果 $r_j(t)$ 中的极值点少于两个,终止迭代,否则从S601开始继续迭代过程。

9. 根据权利要求1所述的一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法,其特征在于:在所述步骤S8中,设置第一频率搜索范围为0.15~0.45Hz,在此范围内搜索呼吸信号,设置第二频率搜索范围0.9~2Hz,在此范围内搜索心跳信号。

10. 一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测系统,使用如权利要求1~9任一项所述的生命体呼吸及心跳检测方法进行生命体呼吸及心跳的检测工作,其特征在于,包括:

回波信号接收模块,用于在超宽带穿墙雷达发射冲击脉冲后,接收并采样量化回波数据,形成二维快时间-慢时间矩阵;

回波信号分块模块,用于将二维矩阵沿慢时间方向进行分块;

脉冲积累模块,用于将所有数据块叠加;

墙体回波抑制模块,用于对脉冲积累后的矩阵进行奇异值分解,得到对墙体回波抑制后的数据矩阵;

小波去噪模块,用于利用小波变换方法进行去噪,去除高频噪声;

信号分解模块,用于利用固有模态分解方法对小波去噪后的信号进行迭代筛分;

傅里叶变换模块,用于将各阶IMF分量进行傅里叶变换,得到对应的频谱;

频域模态筛选模块,用于将得到的频谱按照生命体呼吸心跳的频率范围进行频域模态筛选,分别得到呼吸和心跳的模态以及对应的频谱;

恒虚警检测模块,用于统计呼吸和心跳峰值点处与波谷相差的点数的平均值作为保护单元数,参考单元的数量的多少根据噪声的平坦程度与计算量综合得出;进行恒虚警检测后,分别得出呼吸和心跳的位置信息以及对应的频率;

生命体目标识别模块,用于根据不同的生命体的呼吸和心跳频率的差异以及位置信息,识别出多个生命体目标;

中央处理模块,用于向其他各模块发出指令,完成相关动作;

所述回波信号接收模块、回波信号分块模块、脉冲积累模块、墙体回波抑制模块、小波去噪模块、信号分解模块、傅里叶变换模块、频域模态筛选模块、恒虚警检测模块、人体目标识别模块均与中央处理模块电连接。

一种超宽带穿墙雷达人体呼吸及心跳检测方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及雷达探测技术领域,具体涉及一种超宽带穿墙雷达人体呼吸及心跳检测方法及系统。

背景技术

[0002] 穿墙生命定位技术被越来越多的应用到灾难搜救,反恐突袭,反恐救援等应用中,而由于超宽带信号具有良好的穿透性和高的分辨率,所以采用超宽带雷达对墙后目标的探测受到越来越广泛的认可。在穿墙探测领域有很多课题,如室内目标定位,人体生命体征检测,人体步态检测,穿墙人体成像等,而同时,随着生物医学科技的兴起,非接触式穿墙生命体征检测成为了如今一个新兴的课题。

[0003] 当前阶段穿墙生命体征的检测主要集中在呼吸检测,由于心跳信号较呼吸信号还要微弱,例如:同一个人的呼吸心跳信号在距离上难以分辨,而且频率相差零点几赫兹,目前尚未有对穿墙人体心跳检测的研究。由于目前检测方法单一,简单的傅里叶变换无法去除低频干扰和呼吸谐波,也无法将呼吸和心跳信号加以区分,所以基于简单频域分析的穿墙生命体征检测算法在实际应用中存在很大的局限性,为此,提出一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法及系统。

发明内容

[0004] 本发明所要解决的技术问题在于:如何将呼吸和心跳信号分离从而识别不同的生命体目标,提供了一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法。

[0005] 本发明是通过以下技术方案解决上述技术问题的,本发明包括以下步骤:

[0006] S1:接收穿墙回波信号

[0007] 超宽带穿墙雷达发射冲击脉冲,经过接收天线并采样量化回波数据,形成二维快时间-慢时间矩阵 $s(m,n)$,其中 m 为距离维点数, n 为脉冲数;

[0008] S2:将回波信号分块

[0009] 将步骤S1形成的二维矩阵沿慢时间方向进行分块, $s_i(m',n')$, $i=1\cdots K$,分成 K 个数据块,将回波信号矩阵进行合理分块,既保证分块叠加数据不会跨距离单元,又可以最大程度的积累数据来保证信噪比;

[0010] S3:积累相关脉冲

[0011] 把所有数据块叠加,经过脉冲积累后的矩阵为:

$$[0012] \quad S(m',n') = \sum_{i=1}^K s_i(m',n')$$

[0013] 经过脉冲积累,利用目标信号具有相关性,叠加后可以积累,同时噪声稳态随机分布于整个观测空间上,叠加后可以相互抵消,从而提高信噪比;经过脉冲积累后的数据量显著减少,从而提高算法的计算效率;

[0014] S4:对墙体回波进行抑制

[0015] 对脉冲积累后的 $S(m', n')$ 进行奇异值分解(SVD),得到 $S=U\Sigma V^*$,

[0016] 其中, U 是 $m' \times m'$ 阶酉矩阵; Σ 是半正定 $m' \times n'$ 阶对角矩阵,而 V^* ,即 V 的共轭转置,是 $n' \times n'$ 阶酉矩阵;

[0017] Σ 对角线上的元素 Σ_i ,其中, Σ_i 即为 S 的奇异值并按照重要性排列;

[0018] 令 $\Sigma_i=0, i=1, 2, 3, \dots$,得到的去奇异值矩阵为 Σ' ,重构矩阵: $S'=U\Sigma'V^*$,即为对墙体回波抑制后数据矩阵;

[0019] 由于穿墙回波信号中墙体回波信号远强于目标信号,因此经过分解后的数据集的奇异特征值按照重要性排列后,舍弃重要特征向量,留下的不重要特征向量中包含了大量微弱目标信号;

[0020] S5:小波去噪

[0021] 利用小波变换方法进行去噪,去除高频噪声,将 S' 按照慢时间序列构成以时间为变量的序列 $y(t)$,即信号 $y(t)$;

[0022] 由于生命体呼吸及心跳信号本质上是一个低频信号,经小波变换后,它的小波变换系数在某些尺度上具有较大的幅值,而噪声的频带大大宽于信号的频带。因此噪声在小波变换系数上的表现与信号相反,利用某尺度下小波变换中的低频系数来重建信号,直接舍弃信号在其他尺度上的系数分量,可使得信号的噪声部分被削弱,从而得到了大部分的生命体生命特征信号,包括呼吸和心跳;

[0023] S6:分解信号

[0024] 利用固有模态分解(EMD)方法对小波去噪后的信号 $y(t)$ 进行迭代筛分,分解成多个IMF分量 $h_i(t)$ 和一个残余分量 $r_L(t)$,筛分过程结束后,将原信号 $y(t)$ 表示成分解得到的各阶IMF分量 $h_j(t)$ 和残余值 $r_L(t)$ 的组合,如下式:

$$[0025] \quad y(t) = \sum_{j=1}^L h_j(t) + r_L(t)$$

[0026] 其中, $h_j(t)$ 代表不同频段的信号分量, $r_L(t)$ 代表信号整体的变化趋势;

[0027] S7:进行傅里叶变换

[0028] 将各阶IMF分量 $h_j(t)$ 进行傅里叶变换,得到对应的频谱,信号应用EMD方法的依特征尺度分解成从低频到高频的几组固有模态,从而进行傅里叶变换;

[0029] S8:频域模态筛选

[0030] 将得到的频谱按照生命体呼吸心跳的频率范围进行频域模态筛选,分别得到呼吸和心跳的模态以及对应的频谱;

[0031] S9:恒虚警检测

[0032] 统计呼吸和心跳峰值点处与波谷相差的点数的平均值作为保护单元数,参考单元的数量多少根据噪声的平坦程度与计算量综合得出;经过恒虚警检测后分别得出呼吸和心跳的位置信息以及对应的频率;

[0033] S10:多个生命体目标识别

[0034] 根据不同的生命体的呼吸和心跳频率的差异以及位置信息,识别出多个生命体目标。

[0035] 优选的,在所述步骤S1中,在物理意义层面,二维快时间-慢时间矩阵 $s(m, n)$ 为距

离-时间矩阵,其中,快时间维对应距离维,慢时间维对应时间维。

[0036] 优选的,在所述步骤S3中,脉冲积累时通过利用目标信号具有相关性,叠加积累后使部分噪声相互抵消。

[0037] 优选的,在所述步骤S4中,墙体回波是指发射信号遇到墙体反射并被接收的信号, i 的取值取决于墙体回波信号的特征,墙体回波越强 i 值越大,反之越小。

[0038] 优选的,在所述步骤S5中,小波变换方法中的母波函数是 $\Psi(t)$,伸缩和平移因子分别为 a 和 b ,小波基函数 $\Psi_{a,b}(t)$,则得到如下关系式:

$$[0039] \quad \Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

[0040] 其中, $b \in \mathbb{R}, a \in \mathbb{R} - \{0\}$;

[0041] 则信号的小波变换 $W_{a,b}(y)$ 与原始函数 $y(t)$ 及母函数与基函数的关系满足下面关系:

$$[0042] \quad W_{a,b}(y) \leq y(t), \Psi_{a,b}(t) \geq \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} y(t) \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt;$$

[0043] 其中,小波变换 $W_{a,b}(y)$ 是信号 $y(t)$ 在对应函数族 $\Psi_{a,b}(t)$ 上的分解,序列 $y(t)$ 为待分解函数,经过小波变换分解后的各个分量 $W_{a,b}(y)$ 均小于 $y(t)$;

[0044] 则 $W_{a,b}(y)$ 重构 $y(t)$ 的小波逆变换定义为:

$$[0045] \quad y(t) = \left(\frac{1}{C_\phi}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} W_{a,b}(y) \Psi_{a,b}(t) \left(\frac{1}{a^2}\right) da db.$$

[0046] 优选的,小波变换可以表示为:

$$[0047] \quad W_{a,y}(t) = y \cdot \Psi_a(t) = \left(\frac{1}{s}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} y(x) \Psi\left(\frac{t-x}{s}\right) dx$$

[0048] 其中,小波基函数为 $\Psi_a(t) = \left(\frac{1}{s}\right) \Psi\left(\frac{t}{s}\right)$;

[0049] 其中, s 是尺度参数,尺度参数用于按照某种方式把连续小波及其变换进行离散化处理,通常对尺度参数 s 进行二进制离散化,即取 $s = 2^j, j \in \mathbb{Z}$,则 $y(t)$ 在尺度 2^j 下的小波变换为:

$$[0050] \quad W_{2^j,y}(t) = y \cdot \Psi_{2^j}(t) = \left(\frac{1}{2^j}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} y(x) \Psi\left(\frac{t-x}{2^j}\right) dx$$

[0051] 上式可以给出第 j 个倍频程的局部信息, $y(t)$ 的小波重构可以按照Mallat塔式算法进行,小波去噪就是对原始信号进行小波多层分解,提取其中几层逼近信号,同时舍弃噪声层信号。

[0052] 优选的,在所述步骤S6中,每个IMF分量表示信号 $y(t)$ 在某个时间尺度或者频带上的细节,每个IMF分量均同时满足两个条件:一是IMF分量中的极值点和过零点的数目差值不大于1,二是IMF分量的上包络线和下包络线的局部均值为0;

[0053] EMD分解所得的各个IMF分量反映组成原信号的不同特征尺度,这种分解突出了采样数据的局部特征,能够为下一步的分析提供更准确的细部信息,EMD可以在对回波进行重构时,将前两次分解出来较小的时间尺度分量滤除,同时对其余的IMF分量求和,以达到二

次滤除噪声的目的。

[0054] 优选的,在所述步骤S6中,对于第j次迭代, $r_{j-1}(t)$ 为当前残余分量,并且当 $j=1$ 时,有 $r_0(t)=y(t)$,迭代过程包括以下步骤:

[0055] S601:令 $h_{j,i}(t)=r_{j-1}(t)$, $i=1$;

[0056] S602:求 $h_{j,i}(t)$ 的极大值和极小值,并利用3次样条插值求得由极大值确定的上包络线和由极小值确定的下包络线;

[0057] S603:求上下包络线的均值 $m_{j,i}(t)$;

[0058] S604:更新 $h_{j,i+1}(t)=h_{j,i}(t)-m_{j,i}(t)$, $i=i+1$;

[0059] S605:判断 $h_{j,i}(t)$ 是否满足IMF分量的两个条件,若满足,则 $h_j(t)=h_{j,i}(t)$ 为第j阶IMF分量,否则重复步骤S602~S604;

[0060] S606:更新残余值 $r_j(t)=r_{j-1}(t)-h_j(t)$, $j=j+1$,如果 $r_j(t)$ 中的极值点少于两个,终止迭代,否则从S601开始继续迭代过程。

[0061] 优选的,在所述步骤S8中,在对人体呼吸心跳进行检测时,设置第一频率搜索范围为 $0.15\sim 0.45\text{Hz}$,在此范围内搜索呼吸信号,设置第二频率搜索范围 $0.9\sim 2\text{Hz}$,在此范围内搜索心跳信号。

[0062] 优选的,在所述步骤S9中,参考单元数为保护单元数的两倍。

[0063] 一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测系统,包括:

[0064] 回波信号接收模块,用于在超宽带穿墙雷达发射冲击脉冲后,接收并采样量化回波数据,形成二维快时间-慢时间矩阵;

[0065] 回波信号分块模块,用于将二维矩阵沿慢时间方向进行分块;

[0066] 脉冲积累模块,用于将所有数据块叠加;

[0067] 墙体回波抑制模块,用于对脉冲积累后的矩阵进行奇异值分解,得到对墙体回波抑制后的数据矩阵;

[0068] 小波去噪模块,用于利用小波变换方法进行去噪,去除高频噪声;

[0069] 信号分解模块,用于利用固有模态分解方法对小波去噪后的信号进行迭代筛分;

[0070] 傅里叶变换模块,用于将各阶IMF分量进行傅里叶变换,得到对应的频谱;

[0071] 频域模态筛选模块,用于将得到的频谱按照生命体呼吸心跳的频率范围进行频域模态筛选,分别得到呼吸和心跳的模态以及对应的频谱;

[0072] 恒虚警检测模块,用于统计呼吸和心跳峰值点处与波谷相差的点数的平均值作为保护单元数,参考单元数目为保护单元数目的两倍,经过恒虚警检测后分别得出呼吸和心跳的位置信息以及对应的频率;

[0073] 生命体目标识别模块,用于根据不同的生命体的呼吸和心跳频率的差异以及位置信息,识别出多个生命体目标;

[0074] 中央处理模块,用于向其他各模块发出指令,完成相关动作;

[0075] 所述回波信号接收模块、回波信号分块模块、脉冲积累模块、墙体回波抑制模块、小波去噪模块、信号分解模块、傅里叶变换模块、频域模态筛选模块、恒虚警检测模块、生命体目标识别模块均与中央处理模块电连接。

[0076] 本发明相比现有技术具有以下优点:该超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法及系统,通过奇异值分解去除墙体杂波,增强微弱呼吸心跳信号,然后应用小波变换去除

高频噪声,再应用固有模态分解将呼吸和心跳信号加以分离,可以同时提取生命体的呼吸和心跳信号;最后根据不同的生命体的呼吸和心跳频率的差异以及位置信息,可以识别出多个生命体目标;通过一定的方式有效地提高信噪比,并且使计算效率得到大大提高,值得被推广使用。

附图说明

- [0077] 图1是本发明的总体流程示意图;
- [0078] 图2是本发明实施例二单一人体目标站在墙后1.7米处的实验场景示意图;
- [0079] 图3是图2中人体目标的呼吸频率示意图;
- [0080] 图4是图2中人体目标的呼吸所在距离示意图;
- [0081] 图5是图2中人体目标的心跳频率示意图;
- [0082] 图6是图2中人体目标的心跳所在距离示意图;
- [0083] 图7是单一人体目标站在墙后3.9米处的实验场景示意图;
- [0084] 图8是图7中人体目标的呼吸频率示意图;
- [0085] 图9是图7中人体目标的呼吸所在距离示意图;
- [0086] 图10是图7中人体目标的心跳频率示意图;
- [0087] 图11是图7中人体目标的心跳所在距离示意图;
- [0088] 图12是两个人体目标同时站在墙后2.0米处的实验场景示意图;
- [0089] 图13是图12中第一人体目标的呼吸频率示意图;
- [0090] 图14是图12中第一人体目标的呼吸所在距离示意图;
- [0091] 图15是图12中第一人体目标的心跳频率示意图;
- [0092] 图16是图12中第一人体目标的心跳所在距离示意图;
- [0093] 图17是图12中第二人体目标的呼吸频率示意图;
- [0094] 图18是图12中第二人体目标的呼吸所在距离示意图;
- [0095] 图19是图12中第二人体目标的心跳频率示意图;
- [0096] 图20是图12中第二人体目标的心跳所在距离示意图。

具体实施方式

[0097] 下面对本发明的实施例作详细说明,本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0098] 实施例一

[0099] 如图1所示,本实施例提供一种技术方案:一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法,包括以下步骤:

[0100] S1:接收穿墙回波信号

[0101] 超宽带穿墙雷达发射冲击脉冲,经过接收天线并采样量化回波数据,形成二维快时间-慢时间矩阵 $s(m,n)$,其中 m 为距离维点数, n 为脉冲数;

[0102] S2:将回波信号分块

[0103] 将步骤S1形成的二维矩阵沿慢时间方向进行分块, $s_i(m',n')$, $i=1\cdots K$,分成 K 个

数据块,将回波信号矩阵进行合理分块,既保证分块叠加数据不会跨距离单元,又可以最大程度的积累数据来保证信噪比;

[0104] S3:积累相关脉冲

[0105] 把所有数据块叠加,经过脉冲积累后的矩阵为:

$$[0106] \quad S(m', n') = \sum_{i=1}^K s_i(m', n')$$

[0107] 经过脉冲积累,利用目标信号具有相关性,叠加后可以积累,同时噪声稳态随机分布于整个观测空间上,叠加后可以相互抵消,从而提高信噪比;经过脉冲积累后的数据量显著减少,从而提高算法的计算效率;

[0108] S4:对墙体回波进行抑制

[0109] 对脉冲积累后的 $S(m', n')$ 进行奇异值分解(SVD),得到 $S=U\Sigma V^*$,

[0110] 其中, U 是 $m' \times m'$ 阶酉矩阵; Σ 是半正定 $m' \times n'$ 阶对角矩阵,而 V^* ,即 V 的共轭转置,是 $n' \times n'$ 阶酉矩阵;

[0111] Σ 对角线上的元素 Σ_i ,其中, Σ_i 即为 S 的奇异值并按照重要性排列;

[0112] 令 $\Sigma_i=0, i=1, 2, 3, \dots$,得到的去奇异值矩阵为 Σ' ,重构矩阵: $S'=U\Sigma'V^*$,即为对墙体回波抑制后数据矩阵;

[0113] 由于穿墙回波信号中墙体回波信号远强于目标信号,因此经过分解后的数据集的奇异特征值按照重要性排列后,舍弃重要特征向量,留下的不重要特征向量中包含了大量微弱目标信号;

[0114] S5:小波去噪

[0115] 利用小波变换方法进行去噪,去除高频噪声,将 S' 按照快时间序列构成以时间为变量的序列 $y(t)$,即信号 $y(t)$;

[0116] 由于生命体呼吸及心跳信号本质上是一个低频信号,经小波变换后,它的小波变换系数在某些尺度上具有较大的幅值,而噪声的频带大大宽于信号的频带。因此噪声在小波变换系数上的表现与信号相反,利用某尺度下小波变换中的低频系数来重建信号,直接舍弃信号在其他尺度上的系数分量,可使得信号的噪声部分被削弱,从而得到了大部分的生命体生命特征信号,包括呼吸和心跳;

[0117] 小波分析是现代信号处理中时频分析的常用工具,使用了小波母函数平移和伸缩,小波分析实现了时频分析;

[0118] S6:分解信号

[0119] 利用固有模态分解(EMD)方法对小波去噪后的信号 $y(t)$ 进行迭代筛分,分解成多个IMF分量 $h_i(t)$ 和一个残余分量 $r_L(t)$,筛分过程结束后,将原信号 $y(t)$ 表示成分解得到的各阶IMF分量 $h_j(t)$ 和残余值 $r_L(t)$ 的组合,如下式:

$$[0120] \quad y(t) = \sum_{j=1}^L h_j(t) + r_L(t)$$

[0121] 其中, $h_j(t)$ 代表不同频段的信号分量, $r_L(t)$ 代表信号整体的变化趋势;

[0122] 筛分过程按照从高频到低频的顺序形成不同阶的IMF分量,最先得到的IMF分量(低阶IMF分量)具有最高的频率,最后得到的IMF分量(高阶IMF分量)具有最低的频率;

[0123] S7:进行傅里叶变换

[0124] 将各阶IMF分量 $h_j(t)$ 进行傅里叶变换,得到对应的频谱,信号应用EMD方法的依特征尺度分解成从低频到高频的几组固有模态,从而进行傅里叶变换;

[0125] S8:频域模态筛选

[0126] 将得到的频谱按照生命体呼吸心跳的频率范围进行频域模态筛选,分别得到呼吸和心跳的模态以及对应的频谱;

[0127] S9:恒虚警检测

[0128] 统计呼吸和心跳峰值点处与波谷相差的点数的平均值作为保护单元数,分别得出呼吸和心跳的位置信息以及对应的频率,其中,参考单元的数量多少根据噪声的平坦程度与计算量综合得出;

[0129] S10:多个生命体目标识别

[0130] 根据不同的生命体的呼吸和心跳频率的差异以及位置信息,识别出多个生命体目标。

[0131] 在所述步骤S1中,在物理意义层面,二维快时间-慢时间矩阵 $s(m,n)$ 为距离-时间矩阵,其中,快时间维对应距离维,慢时间维对应时间维,慢时间,就是通常意义理解上的时间。快时间,通常是用于脉冲串处理时,用于标记不同脉冲的距离,把一个脉冲看做是某种“慢时间”的一次采样,即距离维。

[0132] 在所述步骤S3中,脉冲积累时通过利用目标信号具有相关性,叠加积累后使部分噪声相互抵消。

[0133] 在所述步骤S4中,墙体回波是指发射信号遇到墙体反射并被接收的信号, i 的取值取决于墙体回波信号的特征,墙体回波越强 i 值越大,反之越小;

[0134] 本实施例中取 $i=1,2,3$ 。

[0135] 需要说明的是,奇异值分解在统计中的主要应用为主成分分析(PCA),是一种数据分析方法,用来找出大量数据中所隐含的“模式”,它可以用在模式识别,数据压缩等方面。PCA算法的作用是把数据集映射到低维空间中去。数据集的特征值(在SVD中用奇异值表征)按照重要性排列,降维的过程就是舍弃不重要的特征向量的过程,而剩下的特征向量组成的空间即为降维后的空间。本实施例中的应用正好相反,由于穿墙回波信号中墙体回波信号远强于目标信号,因此经过分解后的数据集的奇异特征值按照重要性排列后,舍弃重要特征向量,留下的不重要特征向量中包含了大量微弱目标信号。

[0136] 在所述步骤S5中,小波变换方法中的母波函数是 $\Psi(t)$,伸缩和平移因子分别为 a 和 b ,小波基函数 $\Psi_{a,b}(t)$,则得到如下关系式:

$$[0137] \quad \Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)$$

[0138] 其中,小波基函数的选择并不是唯一的,小波基函数是由母波函数 $\Psi(t)$ 通过伸缩和平移因子 a 和 b 伸缩和平移获得,常用的小波基函数有Harr小波、Danbechies小波、SymletsA小波族、Biorthoggnal小波族等,在雷达去噪问题中,最常使用的是Daubechies正交紧支小波,简称为dbN,其中db是小波名字的前缀,N表示阶数,通过对比实验发现,db9有较好的去噪效果,因此在本实施例中的小波变换中均选择db9作为小波基函数;

[0139] 其中, $b \in \mathbb{R}, a \in \mathbb{R} - \{0\}$;

[0140] 则信号的小波变换 $W_{a,b}(y)$ 与原始函数 $y(t)$ 及母函数与基函数的关系满足下面关系:

$$[0141] \quad W_{a,b}(y) \leq y(t), \Psi_{a,b}(t) \geq \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} y(t) \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt;$$

[0142] 其中,小波变换 $W_{a,b}(y)$ 是信号 $y(t)$ 在对应函数族 $\Psi_{a,b}(t)$ 上的分解,序列 $y(t)$ 为待分解函数,经过小波变换分解后的各个分量 $W_{a,b}(y)$ 均小于 $y(t)$;

[0143] 则 $W_{a,b}(y)$ 重构 $y(t)$ 的小波逆变换定义为:

$$[0144] \quad y(t) = \left(\frac{1}{C}\right) \int_{\phi} \int_{-\infty}^{+\infty} W_{a,b}(y) \Psi_{a,b}(t) \left(\frac{1}{a^2}\right) da db;$$

[0145] 其中,小波变换是一个可逆的过程,待分解函数可以通过小波基函数分解成函数 $W_{a,b}(y)$,且 $W_{a,b}(y)$ 也可以通过母函数积分重构获得待分解函数;

[0146] 小波变换可以表示为:

$$[0147] \quad W_a y(t) = y \cdot \Psi_a(t) = \left(\frac{1}{s}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} y(x) \Psi\left(\frac{t-x}{s}\right) dx, \quad \Psi_a(t) = \left(\frac{1}{s}\right) \Psi\left(\frac{t}{s}\right)$$

[0148] 其中, s 是尺度参数,尺度参数用于按照某种方式把连续小波及其变换进行离散化处理,通常对尺度参数 s 进行二进制离散化,即取 $s=2^j, j \in \mathbb{Z}$,则 $y(t)$ 在尺度 2^j 下的小波变换为:

$$[0149] \quad W_{2^j} y(t) = y \cdot \Psi_{2^j}(t) = \left(\frac{1}{2^j}\right) \int_{-\infty}^{+\infty} y(x) \Psi\left(\frac{t-x}{2^j}\right) dx$$

[0150] 上式可以给出第 j 个倍频程的局部信息, $y(t)$ 的小波重构可以按照Mallat塔式算法进行,小波去噪就是对原始信号进行小波多层分解,提取其中几层逼近信号,同时舍弃噪声层信号。

[0151] 在所述步骤S6中,每个IMF分量表示信号 $y(t)$ 在某个时间尺度或者频带上的细节,每个IMF分量均同时满足两个条件:一是IMF分量中的极值点和过零点的数目差值不大于1,二是IMF分量的上包络线和下包络线的局部均值为0;

[0152] EMD分解所得的各个IMF分量反映组成原信号的不同特征尺度,这种分解突出了采样数据的局部特征,能够为下一步的分析提供更准确的细部信息;EMD可以在对回波进行重构时,将前两次分解出来较小的时间尺度分量滤除,同时对其余的IMF分量求和,以达到二次滤除噪声的目的。

[0153] 在所述步骤S6中,对于第 j 次迭代, $r_{j-1}(t)$ 为当前残余分量,并且当 $j=1$ 时,有 $r_0(t) = y(t)$,迭代过程包括以下步骤:

[0154] S601:令 $h_{j,i}(t) = r_{j-1}(t), i=1$;

[0155] S602:求 $h_{j,i}(t)$ 的极大值和极小值,并利用3次样条插值求得由极大值确定的上包络线和由极小值确定的下包络线;

[0156] S603:求上下包络线的均值 $m_{j,i}(t)$;

[0157] S604:更新 $h_{j,i+1}(t) = h_{j,i}(t) - m_{j,i}(t), i=i+1$;

[0158] S605:判断 $h_{j,i}(t)$ 是否满足IMF分量的两个条件,若满足,则 $h_j(t) = h_{j,i}(t)$ 为第 j 阶IMF分量,否则重复步骤S602~S604;

[0159] S606:更新残余值 $r_j(t) = r_{j-1}(t) - h_j(t)$, $j = j+1$, 如果 $r_j(t)$ 中的极值点少于两个, 终止迭代, 否则从S601开始继续迭代过程。

[0160] 在所述步骤S8中, 设置第一频率搜索范围为0.15~0.45Hz, 在此范围内搜索呼吸信号, 设置第二频率搜索范围0.9~2Hz, 在此范围内搜索心跳信号。

[0161] 在所述步骤S9中, 参考单元数为保护单元数的两倍, 参考单元的数量的多少根据噪声的平坦程度与计算量综合得出, 噪声起伏越严重参考单元的数目就越大, 越多的参考单元数目用于抵消起伏越大的噪声, 从数据中可以看出噪声区域明显比信号的区域大很多, 所以参考单元数目一般比保护单元数目多, 但是由于要考虑算法的计算量, 参考单元的数目也不能无穷大, 综合以上情况以及经验考虑, 在本算法中选择参考单元数为保护单元数的两倍。

[0162] 本实施例还提供了一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测系统, 包括:

[0163] 回波信号接收模块, 用于在超宽带穿墙雷达发射冲击脉冲后, 接收并采样量化回波数据, 形成二维快时间-慢时间矩阵;

[0164] 回波信号分块模块, 用于将二维矩阵沿慢时间方向进行分块;

[0165] 脉冲积累模块, 用于将所有数据块叠加;

[0166] 墙体回波抑制模块, 用于对脉冲积累后的矩阵进行奇异值分解, 得到对墙体回波抑制后的数据矩阵;

[0167] 小波去噪模块, 用于利用小波变换方法进行去噪, 去除高频噪声;

[0168] 信号分解模块, 用于利用固有模态分解方法对小波去噪后的信号进行迭代筛分;

[0169] 傅里叶变换模块, 用于将各阶IMF分量进行傅里叶变换, 得到对应的频谱;

[0170] 频域模态筛选模块, 用于将得到的频谱按照生命体呼吸心跳的频率范围进行频域模态筛选, 分别得到呼吸和心跳的模态以及对应的频谱;

[0171] 恒虚警检测模块, 用于统计呼吸和心跳峰值点处与波谷相差的点数的平均值作为保护单元数, 参考单元数为保护单元数的两倍, 经过恒虚警检测后分别得出呼吸和心跳的位置信息以及对应的频率;

[0172] 生命体目标识别模块, 用于根据不同的生命体的呼吸和心跳频率的差异以及位置信息, 识别出多个生命体目标;

[0173] 中央处理模块, 用于向其他各模块发出指令, 完成相关动作;

[0174] 所述回波信号接收模块、回波信号分块模块、脉冲积累模块、墙体回波抑制模块、小波去噪模块、信号分解模块、傅里叶变换模块、频域模态筛选模块、恒虚警检测模块、生命体目标识别模块均与中央处理模块电连接。

[0175] 实施例二

[0176] 本实施例中, 观测环境中设置人体目标, 人体分别站在两米左右和四米左右处。

[0177] 第一步, 使用超宽带雷达脉冲雷达对观测环境发射脉冲并采样量化回波数据, 形成二维快时间-慢时间数据矩阵 $s(m, n)$ 。

[0178] 第二步, 回波信号分块: 对二维矩阵沿慢时间方向进行分块 $s_i(m', n')$, $i = 1 \cdots K$, 分成K个数据块;

[0179] 第三步, 相关脉冲积累: 把所有数据块叠加;

[0180] 第四步, 墙体回波抑制: 采用SVD分解算法将信号进行分解得到奇异值矩阵, 令对

角线元素前三个为0,然后重构矩阵即为对墙体回波抑制后数据矩阵;

[0181] 第五步,小波去噪:利用db9作为小波函数进行小波变换,去除高频噪声;

[0182] 第六步,EMD分解:将小波去噪后的信号按照EMD分解成L个IMF分量,并且各个分量的频谱降序排列;

[0183] 第七步,傅里叶变换:将EMD分解得到的各阶IMF分量进行傅里叶变换,得到对应的频谱;

[0184] 第八步,频域模态筛选:将得到的频谱按照人体呼吸心跳的频率范围进行频域模态筛选,分别得到呼吸和心跳的模态以及对应的频谱;

[0185] 第九步,恒虚警检测:统计呼吸和心跳峰值点处与波谷相差的点数的平均值作为保护单元数P,检测单元左右各分布P个保护单元,参考单元的数量为2P。然后进行过门限检测:首先计算出参考单元数据的均值作为门限,与检测单元值比较,检测单元值大于门限值,即检测到目标,检测单元值小于或等于门限值即未检测到目标;

[0186] 第十步,多个人体目标识别:采集多个人体目标数据,根据不同的人体的呼吸和心跳频率的差异,以及位置信息,识别出不同人体目标。

[0187] 如图2所示,为单一人体目标站在墙后1.7米处的实验场景示意图,通过上述步骤对图2中的人体目标进行呼吸及心跳检测,检测结果如图3~6所示,该人体目标的呼吸频率为0.338Hz,呼吸所在距离为1.702米,心跳频率为1.466Hz,心跳所在距离为1.718米。

[0188] 如图7所示,为单一人体目标站在墙后3.9米处的实验场景示意图,通过上述步骤对图7中人体目标进行呼吸及心跳检测,检测结果如图8~11所示,该人体目标的呼吸频率为0.328Hz,呼吸所在距离为3.922米,心跳频率为0.964Hz,心跳所在距离为3.907米。

[0189] 如图12所示,为两个人体目标同时站在墙后2米处的实验场景示意图,图12中与墙体直线距离为2.0米的人体目标为第一人体目标,与墙体直线距离为2.2米的人体目标为第二人体目标。通过上述步骤对图12中的第一人体目标进行呼吸及心跳检测,检测结果如图13~16所示,该人体目标的呼吸频率为0.323Hz,呼吸所在距离为2.085米,心跳频率为1.233Hz,心跳所在距离为2.088米。通过上述步骤对图12中的第二人体目标进行呼吸及心跳检测,检测结果如图17~20所示,该人体目标的呼吸频率为0.397Hz,呼吸所在距离为2.288米,心跳频率为0.919Hz,心跳所在距离为2.22米。

[0190] 需要说明的是:当检测其他有呼吸心跳的生命体时,由于每种生命体都有特定的呼吸心跳频率范围,调整呼吸心跳频率的检测范围,就可以检测到其他生命体。

[0191] 综上所述,上述两组实施例中的超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法及系统,通过奇异值分解去除墙体杂波,增强微弱呼吸心跳信号,然后应用小波变换去除高频噪声,再应用固有模态分解将呼吸和心跳信号加以分离,可以同时提取生命体的呼吸和心跳信号;最后根据不同的生命体的呼吸和心跳频率的差异以及位置信息,可以识别出多个生命体目标;通过一定的方式有效地提高信噪比,并且使计算效率得到大大提高,值得被推广使用。

[0192] 此外,术语“第一”、“第二”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。在本发明的描述中,“多个”的含义是至少两个,例如两个,三个等,除非另有明确具体的限定。

[0193] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不必针对的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。此外,在不相互矛盾的情况下,本领域的技术人员可以将本说明书中描述的不同实施例或示例以及不同实施例或示例的特征进行结合和组合。

[0194] 尽管上面已经示出和描述了本发明的实施例,可以理解的是,上述实施例是示例性的,不能理解为对本发明的限制,本领域的普通技术人员在本发明的范围内可以对上述实施例进行变化、修改、替换和变型。

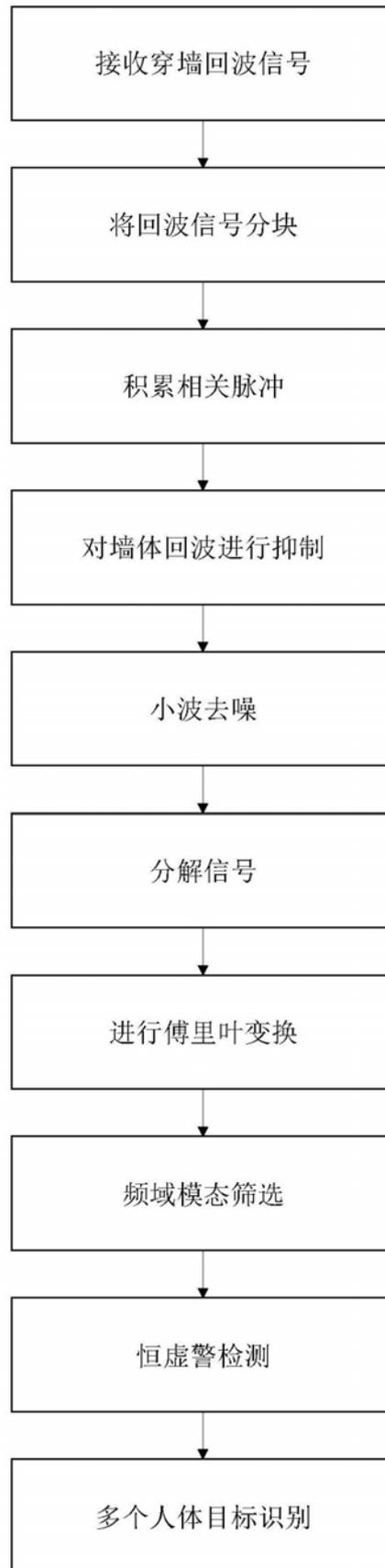


图1

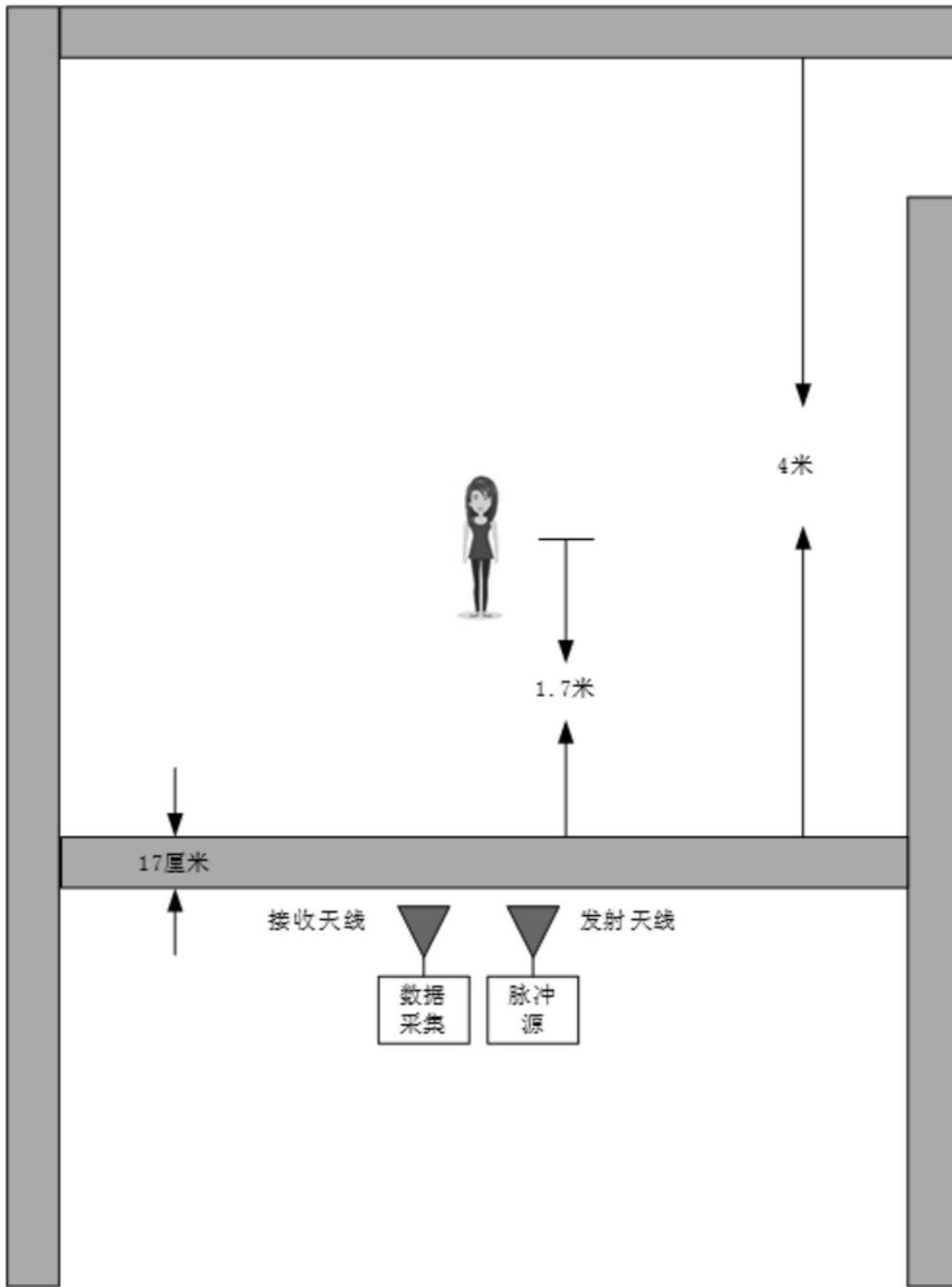


图2

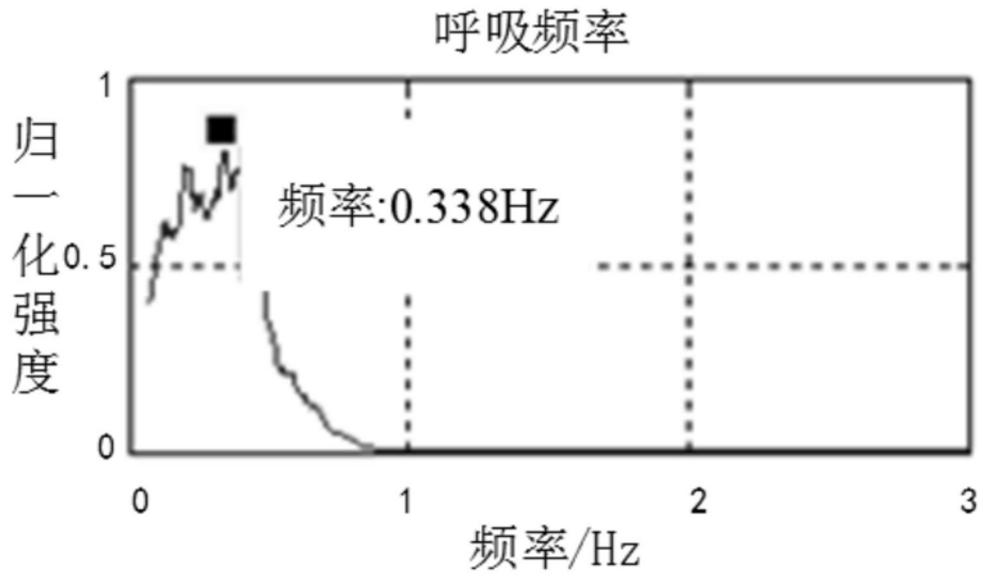


图3

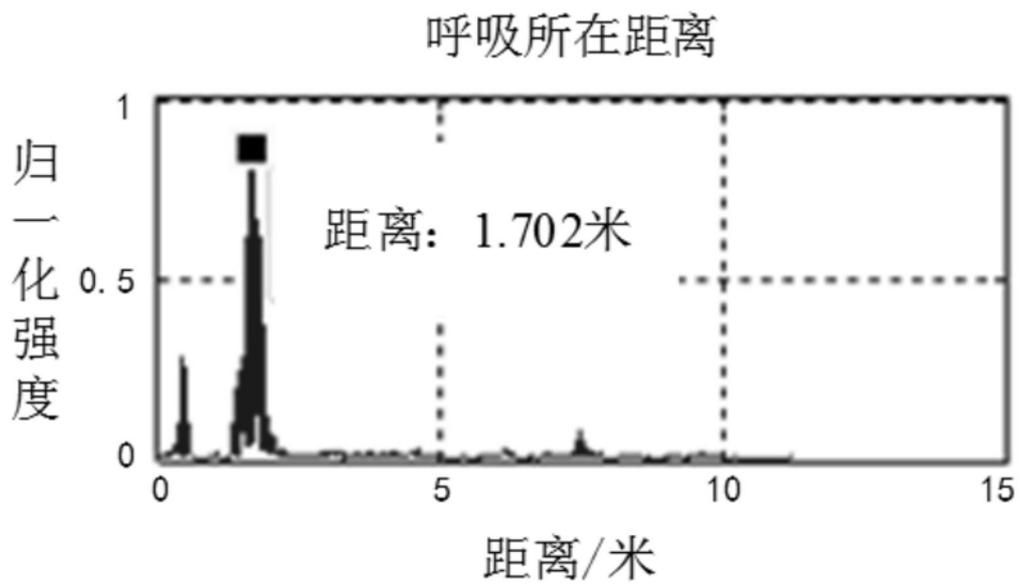


图4

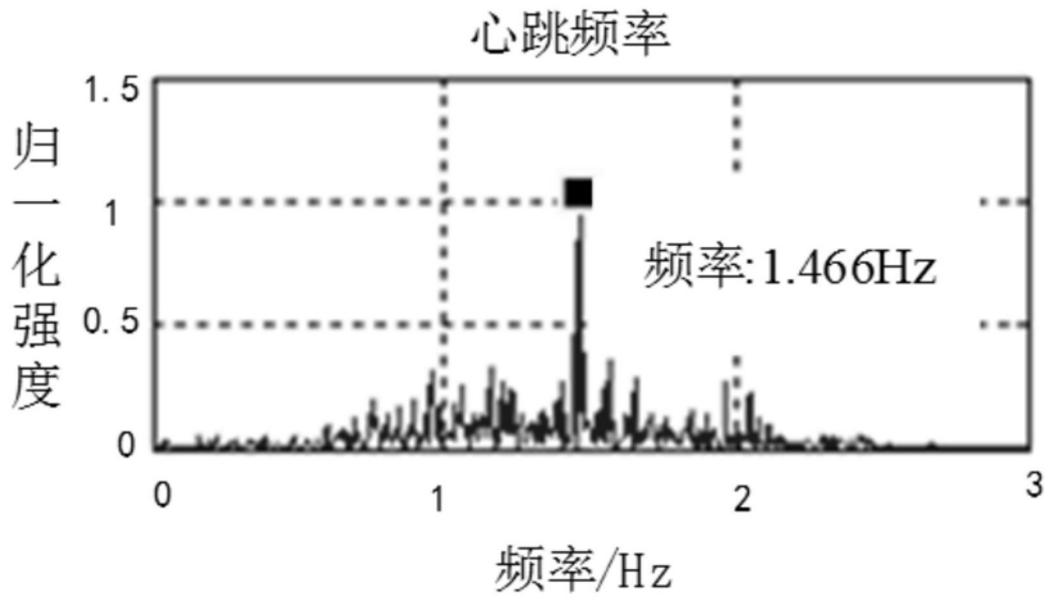


图5

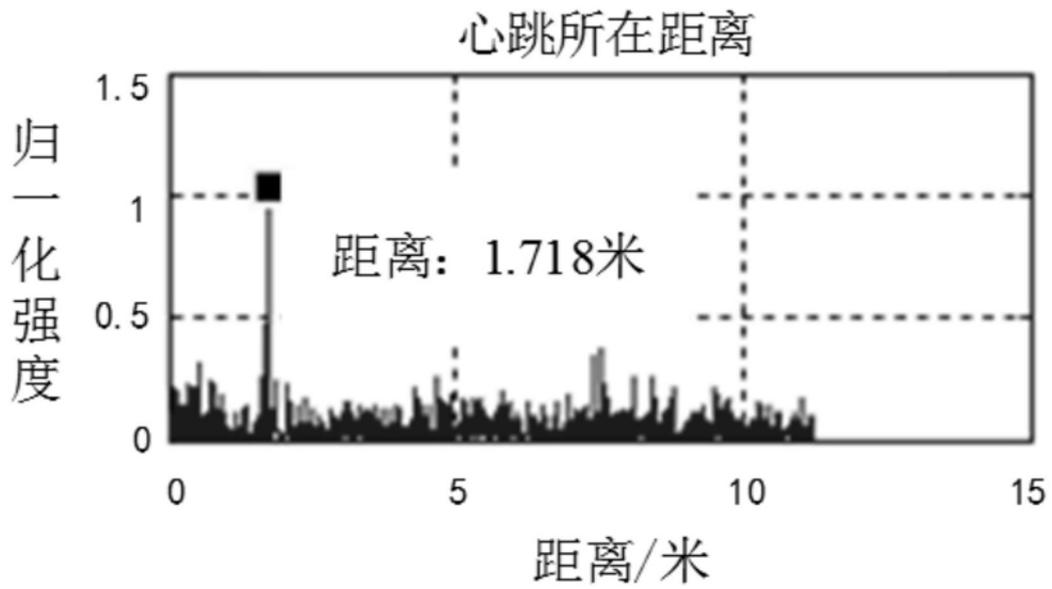


图6

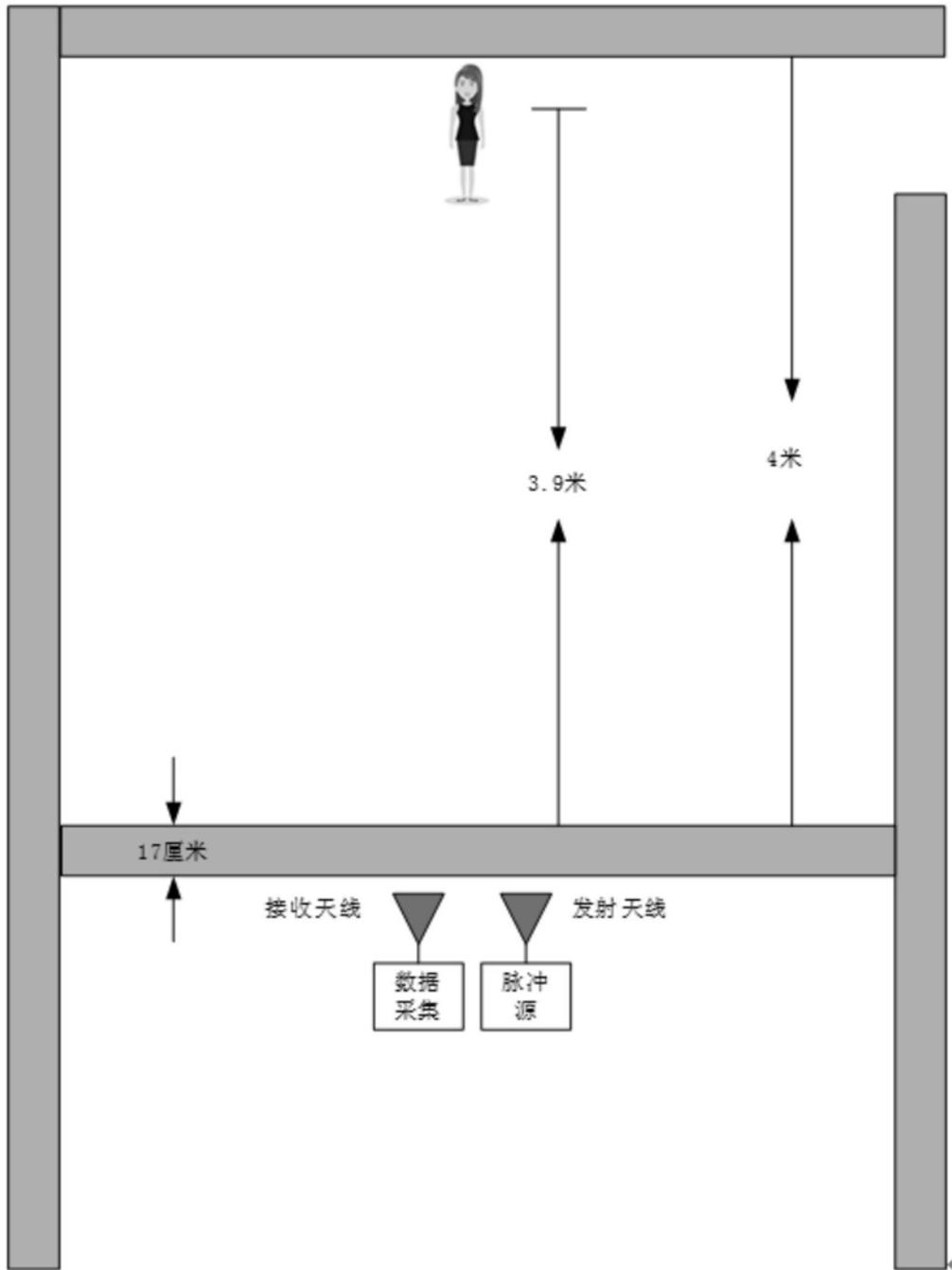


图7

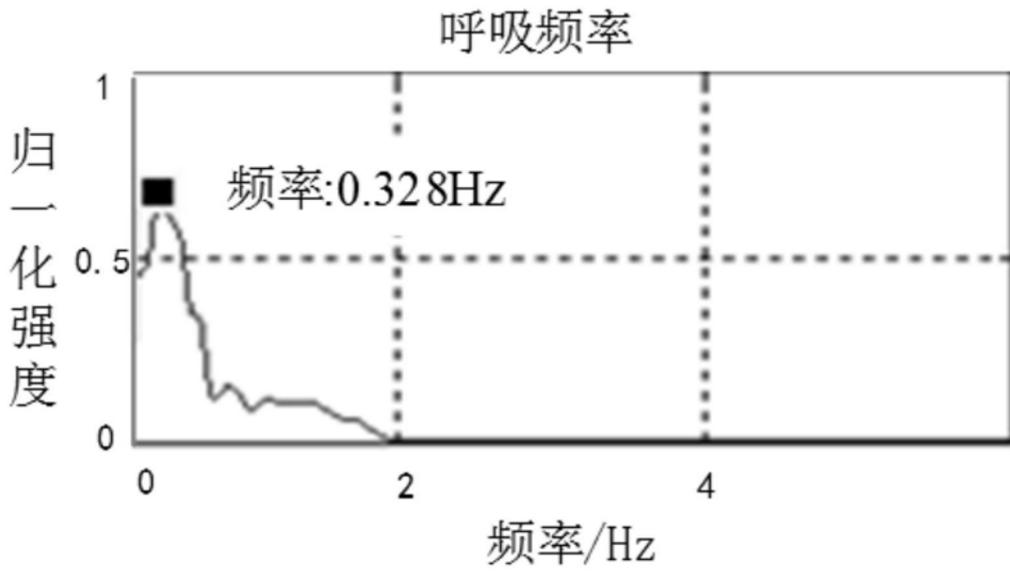


图8

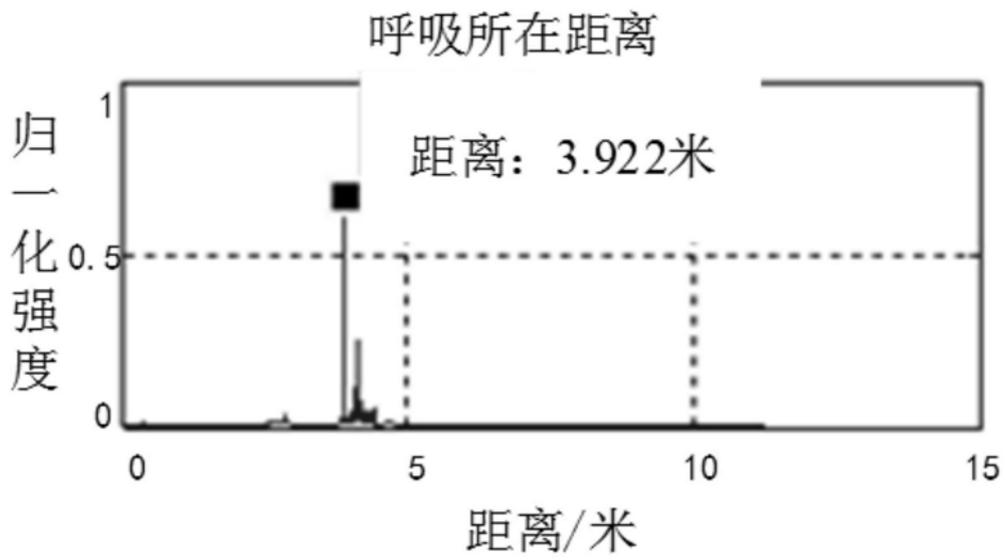


图9

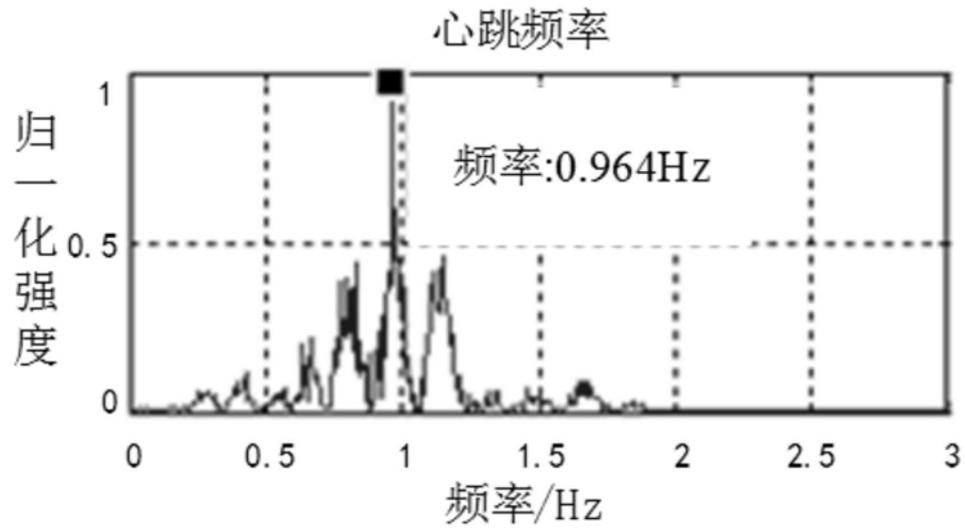


图10

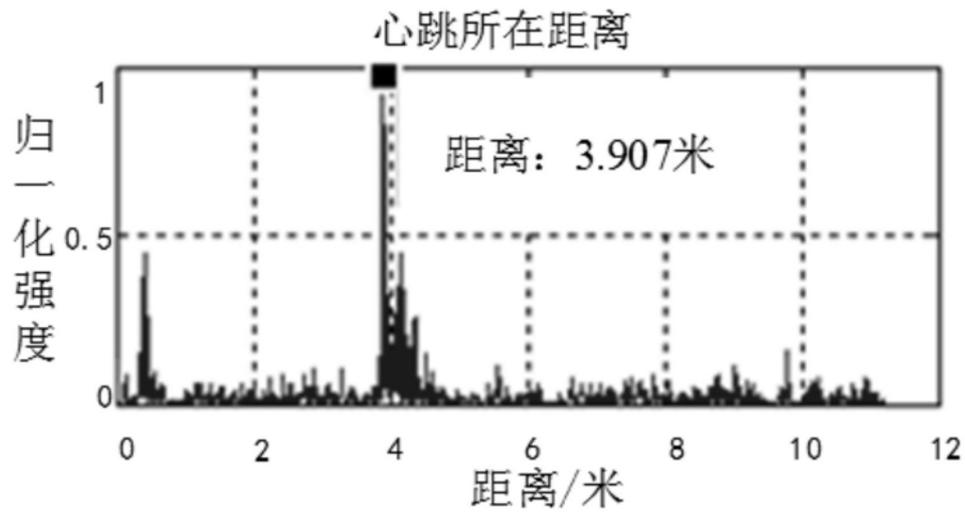


图11

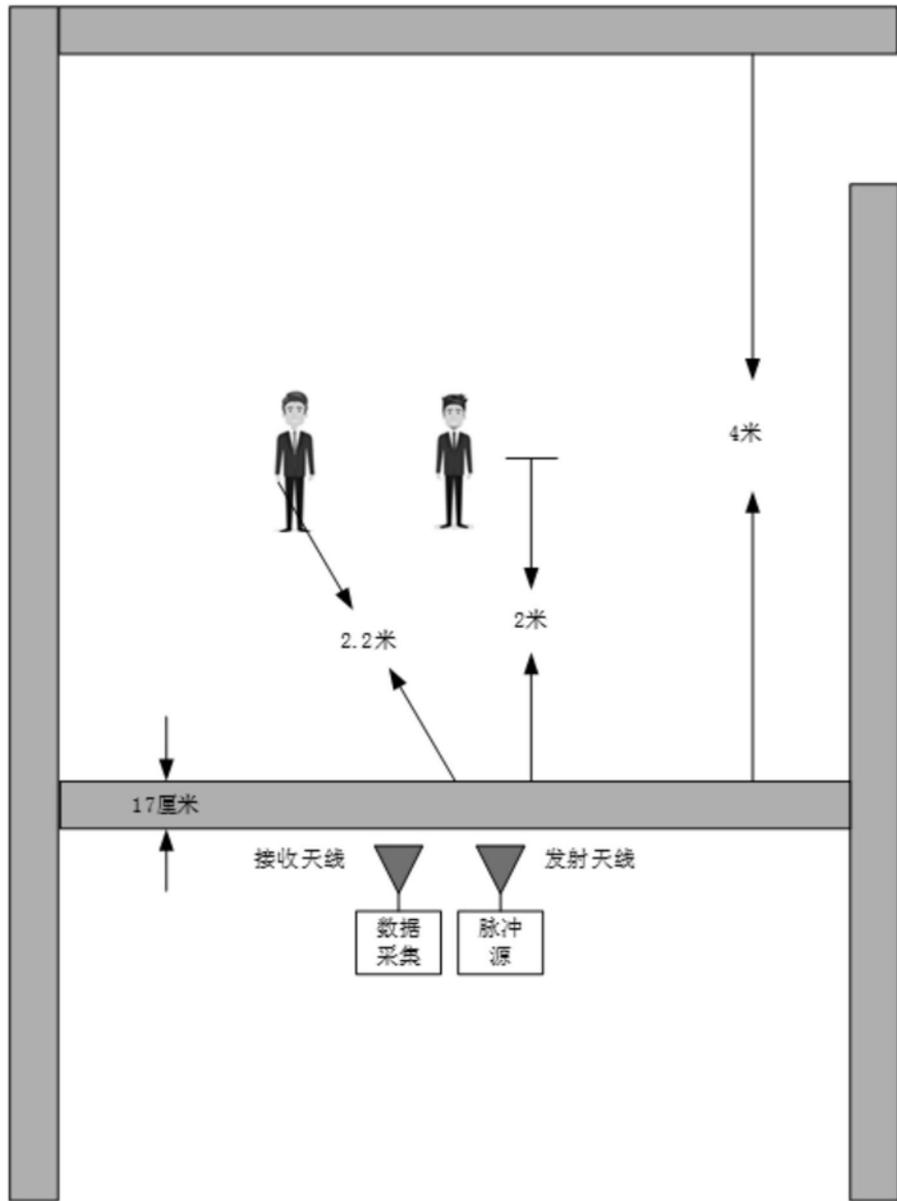


图12

第一个人的呼吸频率

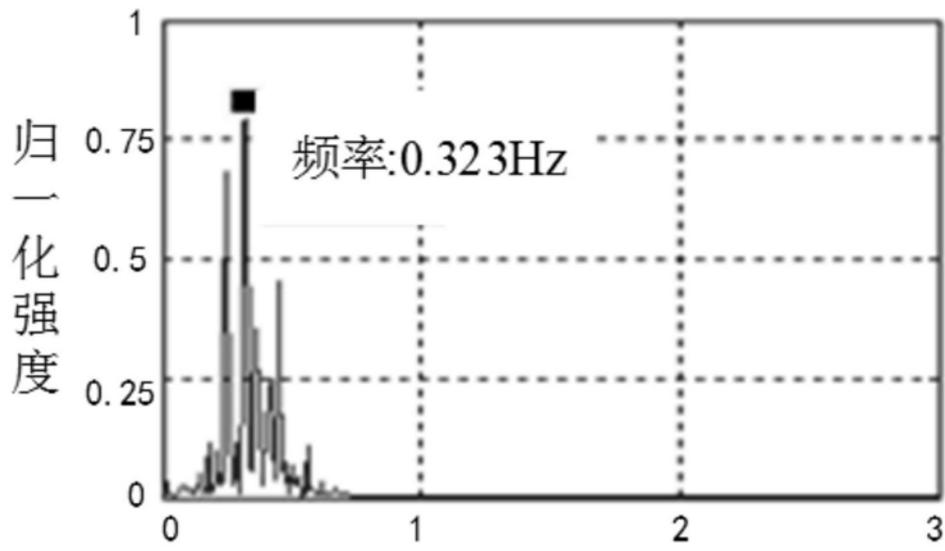


图13

第一个人的呼吸所在距离

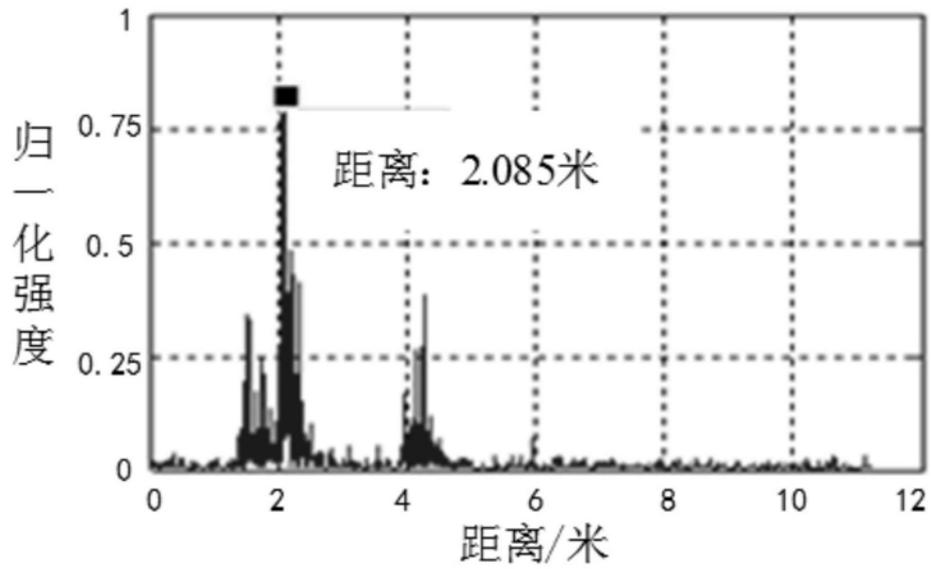


图14

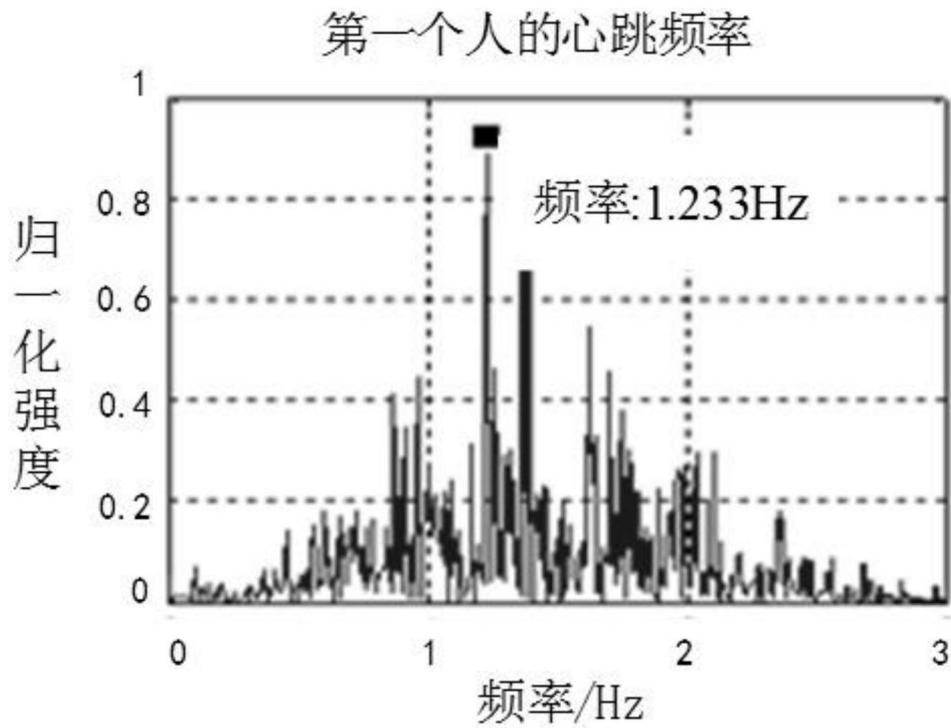


图15

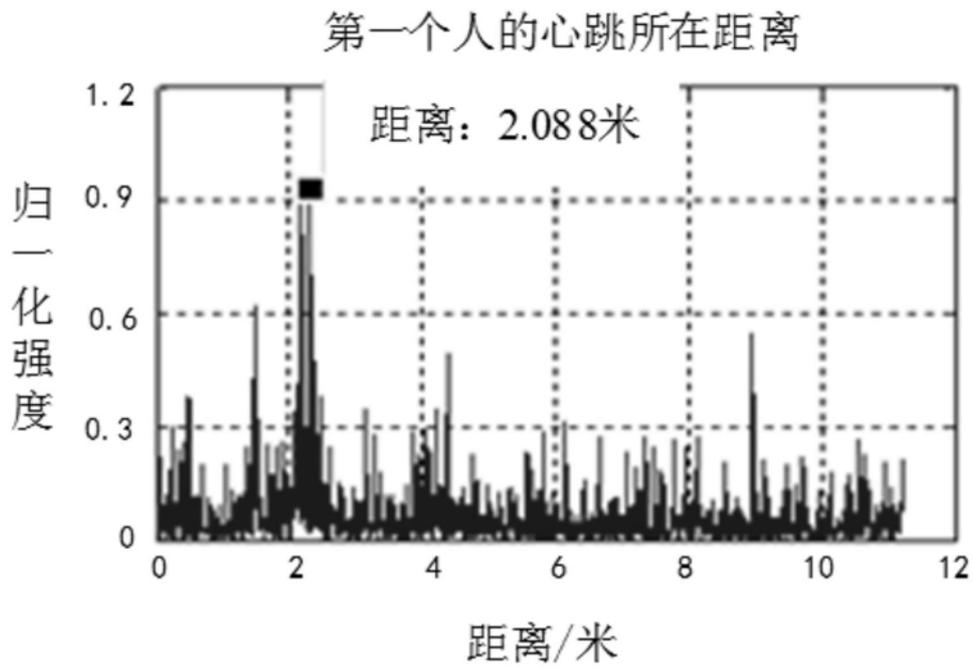


图16

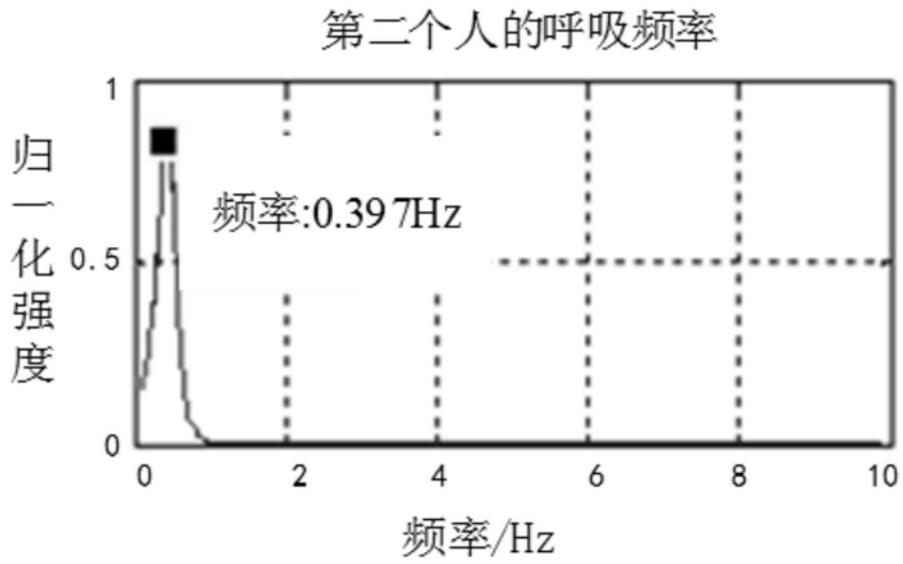


图17

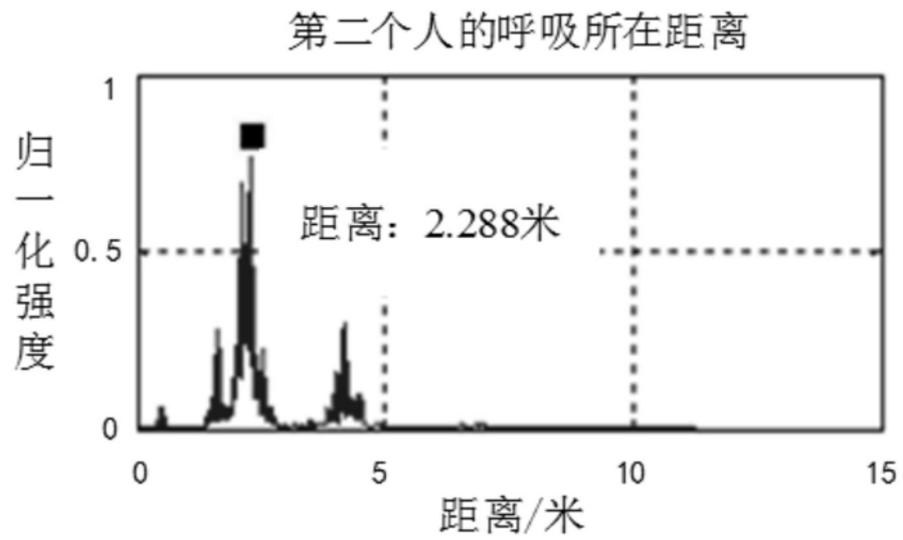


图18

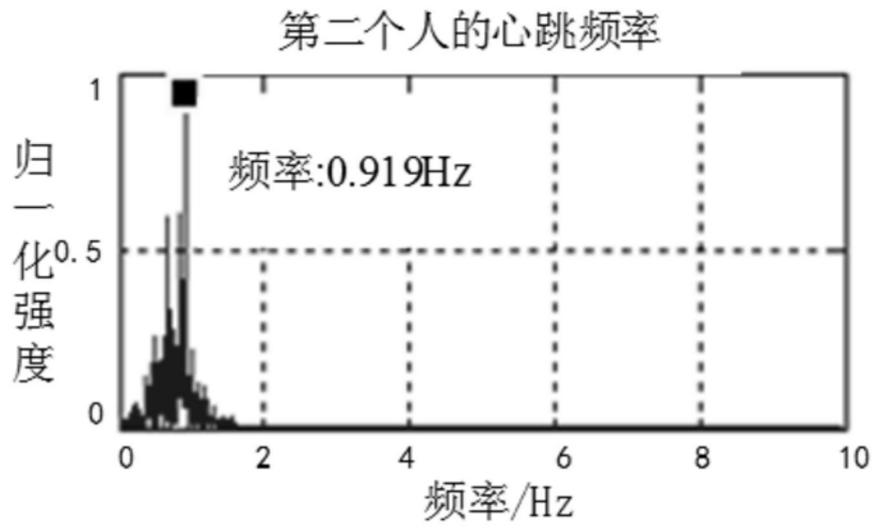


图19

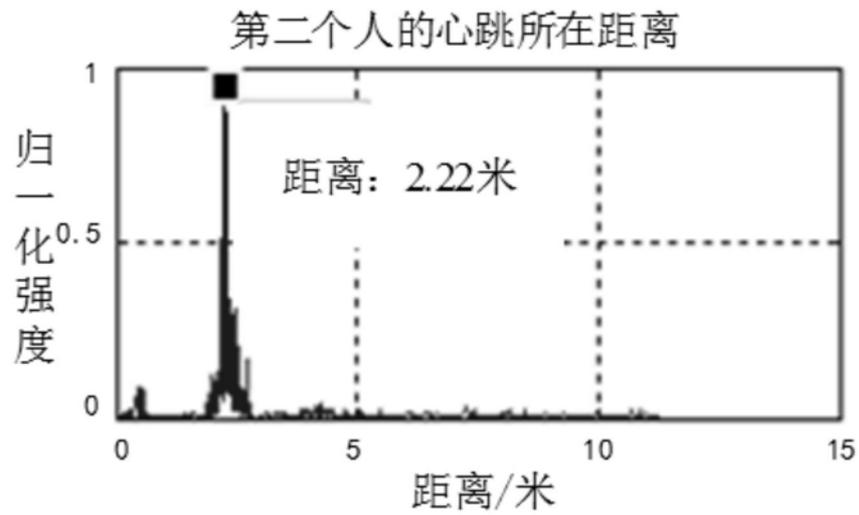


图20

专利名称(译)	一种超宽带穿墙雷达人体呼吸及心跳检测方法及系统		
公开(公告)号	CN110507293A	公开(公告)日	2019-11-29
申请号	CN201910684244.9	申请日	2019-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	中国电子科技集团公司第三十八研究所		
申请(专利权)人(译)	中国电子科技集团公司第三十八研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国电子科技集团公司第三十八研究所		
[标]发明人	张晶 付庆霞 张金元 高仲辉		
发明人	张晶 付庆霞 张金元 高仲辉		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00 G01S7/41 G01S13/88		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7257 G01S7/414 G01S13/888		
代理人(译)	王林		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超宽带穿墙雷达生命体呼吸及心跳检测方法及系统，属于雷达探测技术领域，包括以下步骤：S1：接收穿墙回波信号；S2：将回波信号分块；S3：积累相关脉冲；S4：对墙体回波进行抑制；S5：小波去噪；S6：分解信号；S7：进行傅里叶变换；S8：频域模态筛选；S9：恒虚警检测；S10：多个生命体目标识别。本发明通过奇异值分解去除墙体杂波，增强微弱呼吸心跳信号，然后用小波变换去除高频噪声，再用固有模态分解将呼吸和心跳信号加以分离，可以同时提取生命体的呼吸和心跳信号；最后根据不同的生命体的呼吸和心跳频率的差异以及位置信息，识别出多个生命体目标；通过一定的方式有效地提高信噪比，并且使计算效率得到大大提高。

