



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109805931 A

(43)申请公布日 2019.05.28

(21)申请号 201910118890.9

(22)申请日 2019.02.18

(71)申请人 中电科仪器仪表有限公司

地址 266555 山东省青岛市黄岛区香江路
98号

(72)发明人 梁晓林 邓建钦 王沫 朱翔

(74)专利代理机构 青岛智地领创专利代理有限
公司 37252

代理人 陈海滨

(51)Int.Cl.

A61B 5/05(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书7页 附图7页

(54)发明名称

基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动
信号检测方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法,具体涉及生命微动信号检测技术领域。该方法通过太赫兹多普勒雷达实时接收四路生命体反射回波信号,并通过多通道数字化仪对四路生命体反射回波信号进行数字化;抑制四路生命体反射回波信号中的静态杂波;对滤除静态杂波的四路生命体反射回波信号中的线性趋势项进行抑制;分别对滤除静态杂波和抑制线性趋势后的四路信号进行复信号解调等处理,利用集合经验模式分解对结果进行处理得到重构后的生命体征信号;对重构后的生命体征信号进行傅里叶变换,得到信号频谱;对谐波分量进行抑制,将带内谐波抑制后的频谱中的峰值分别作为呼吸频率与心率的估计值。

1. 基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法, 其特征在于, 包括以下步骤:

步骤①: 通过太赫兹多普勒雷达实时接收四路生命体反射回波信号, 并通过多通道数字化仪对四路生命体反射回波信号进行数字化, 标记为 I_1, Q_1, I_2 与 Q_2 , 储存在电脑中;

步骤②: 抑制四路生命体反射回波信号中的静态杂波;

步骤③: 对滤除静态杂波的四路生命体反射回波信号中的线性趋势项进行抑制;

步骤④: 分别对滤除静态杂波和抑制线性趋势后的四路信号进行复信号解调, 最终得到两对解调后的信号, 对解调后的信号进行对数处理, 得到纯净的生命体征信号;

步骤⑤: 对步骤④中的信号进行互相关运算;

步骤⑥: 对步骤⑤中的信号进行均值滤波;

步骤⑦: 利用集合经验模式分解对步骤⑥的结果进行处理得到重构后的生命体征信号;

步骤⑧: 对重构后的生命体征信号进行傅里叶变换, 得到信号频谱;

步骤⑨: 对谐波分量进行抑制。

2. 如权利要求1所述的基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法, 其特征在于, 所述步骤①中的太赫兹多普勒雷达发射的太赫兹波为典型的单频正弦波信号, 采用式(1)表示为:

$$s(t) = A \cos(2\pi f_c t) \quad (1)$$

其中, A 表示信号幅度, f_c 表示信号频率;

在太赫兹多普勒雷达中, 将倍频、射频上变频、再耦合的方式提供本振信号; 通过线性的频谱搬移降低信号的非线性相位误差, 降低系统数据补偿难度; 在输出端与接收端增加三个极化器; 接收端通过集成的多路混频单元, 同时采集四路生命体反射回波信号; 四路生命体反射回波信号即为两对I/Q信号; 四路生命体反射回波信号被生命体的微动信号调制;

I信号采用式(2)表示:

$$I_1(t) = I_2(t) = A_1 \cos \left(4\pi \frac{[d_0 + m_b \sin(2\pi f_b t) + m_h \sin(2\pi f_h t)]}{\lambda} \right) \quad (2)$$

Q信号采用式(3)表示:

$$Q_1(t) = Q_2(t) = A_2 \sin \left(4\pi \frac{[d_0 + m_b \sin(2\pi f_b t) + m_h \sin(2\pi f_h t)]}{\lambda} \right) \quad (3)$$

其中, d_0 表示太赫兹多普勒雷达与生命体之间的距离, m_b 与 m_h 分别表示生命体的呼吸与心跳幅度, f_b 与 f_h 分别表示生命体的呼吸与心跳频率, λ 表示波长。

3. 如权利要求1所述的基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法, 其特征在于, 所述步骤②中, 静态杂波采用式(4)表示:

$$\mathfrak{I}_1 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N B_n[n] \quad (4)$$

其中, B_n 表示生命体反射回波信号, $n=1, \dots, N$, 表示数字化的回波信号的样本点;

为了抑制静态杂波, 将数字化信号的每一个样本点分别减去式(4)的估计结果, 表示为

式 (5)

$$I_{11}[n] = I_1[n] - \mathfrak{I}_1 \quad (5)$$

滤除静态杂波后的四路信号记为 I_{11} , Q_{11} , I_{22} 与 Q_{22} 。

4. 如权利要求3所述的基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法, 其特征在于, 所述步骤③中, 回波信号中的线性趋势项通过式 (6) 抑制:

$$W_1 = B_{nn}^T - X (X^T X)^{-1} X^T B_{nn}^T \quad (6)$$

其中, B_{nn} 为滤除静态杂波后的信号, $X = [x_1, x_2]$, $x_1 = [0, 1, \dots, N-1]^T$, $x_2 = [1, 1, \dots, 1]_{N \times 1}^T$, 滤除静态杂波后的四路信号记为 W_1 , W_2 , W_3 与 W_4 。

5. 如权利要求1所述的基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法, 其特征在于, 所述步骤④中, 纯净的生命体征信号表示为式 (7) 和式 (8)

$$Y_1 = \ln[W_1 + jW_2] \quad (7)$$

$$Y_2 = \ln[W_3 + jW_4] \quad (8)。$$

6. 如权利要求1所述的基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法, 其特征在于, 所述步骤⑤中采用式 (9) 进行互相关运算:

$$R = E[Y_1 * Y_2] \quad (9)。$$

7. 如权利要求1所述的基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法, 其特征在于, 所述步骤⑥中采用点均值滤波器进行均值滤波, 表示为式 (10):

$$E[k] = \frac{1}{7} \sum_{n=7 \times k}^{7 \times k + 11} R[n], k=1, 2, \dots \quad (10)$$

其中, $k=1, \dots, \lfloor N/7 \rfloor$, $\lfloor N/7 \rfloor$ 表示小于 $N/7$ 的最大整数。

8. 如权利要求7所述的基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法, 其特征在于, 所述步骤⑦中, 对式 (10) 结果进行EEMD处理, 得到多个本征模函数 $IMF_1, IMF_2, \dots$ 与余项 Q , 采用式 (11) 表示:

$$E = IMF_1 + IMF_2 + \dots + IMF_v + Q \quad (11)$$

其中, Q 被视为噪声, 直接滤掉;

为了利用具有较高信噪比的IMF对信号进行重构, 噪声与有效IMF之间的界限可表示为:

$$RP_v = \left| \frac{P_v - \frac{1}{v-1} \sum_{i=1}^{v-1} P_i}{\frac{1}{v-1} \sum_{i=1}^{v-1} P_i} \right|, \quad v \geq 2 \quad (12)$$

其中,

$$P_v = E_v \bar{T}_v \quad (13)$$

$$E_v = \frac{1}{N_v} \sum_{j=1}^{N_v} |C_v(j)|^2 \quad (14)$$

$$\overline{T}_v = \frac{2N_v}{O_v} \quad (15)$$

其中, N_v 表示EEMD处理后IMF_v值的数目, C_v 表示IMF_v中的最大值, O_v 表示IMF_v的局部极值点的数目;

对于高斯白噪声, 式(13)近似为常数; 因此, 当式(12) < 1时, 认为IMF_v为噪声;

根据式(12)将IMF₁与IMF₂视为噪声进行滤除; 由此得知, 重构的回波信号表示为式(16):

$$E = \text{IMF}_3 + \dots + \text{IMF}_v \quad (16)。$$

9. 如权利要求1所述的基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法, 其特征在于, 所述步骤⑧中分别对信号频谱进行加窗, 表示为式(17):

$$G[n] = \omega[n] \odot \{\text{FFT}[E]\}[n] \quad (17)$$

其中, FFT[]表示傅里叶变换, $\odot$ 表示加窗运算符。

10. 如权利要求1所述的基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法, 其特征在于, 所述步骤⑨中, 为了抑制带内谐波, 设计了频域累积算法, 表示为式(18):

$$H[i] = L[i] + jL[i] \quad (18)$$

其中,

$$L[i] = \begin{cases} 2G[i], & \kappa > 0 \\ G[i], & \kappa = 0 \\ 0, & \kappa < 0 \end{cases} \quad (19)$$

其中, κ 表示频谱分量;

将频谱中的峰值分别作为呼吸频率与心率的估计值。

基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生命微动信号检测技术领域,具体涉及一种基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法。

背景技术

[0002] 生命体的呼吸频率、心率等生理参数的提取具有广泛的应用价值。在现代医学中,生命体的呼吸频率、心率等生理参数的提取对监测病人的睡眠质量、预防及诊断呼吸、心血管等疾病具有非常重要的意义。精确的生理参数估计可为医生诊断和治疗相关疾病提供可靠的依据。在工程上,生理参数的提取能够在地震等自然灾害发生时,为救援活动提供有效的依据,进而降低人员的生命财产的损失。

[0003] 目前,检测生理参数的技术主要包括接触式与非接触式两种手段。其中,接触式方法是检测生理参数最常用的方式,如心电图 (Electrocardiogram, ECG)、光电容积描记波信号 (Photoplethysmograph, PPG) 等手段。ECG被认为是一种典型的生理参数检测技术,能够精确地估计呼吸频率、心率等生理参数。然而,在利用ECG对生命参数进行估计的过程中,需要在监护者身上粘贴电极片,给其造成一定的困扰及心理负担,极易产生排斥情绪。利用PPG监测生理参数时,PPG信号极易受到噪声干扰,导致生理参数估计精度有限,无法为医护人员提供可靠的依据,同时PPG在采集信号过程中仍旧需要佩戴传感器,仍旧无法降低病人的心理束缚。鉴于接触式检测手段存在的诸多问题,随着雷达在医疗、工程等方面的广泛应用,非接触检测手段引发广泛关注。

[0004] 利用雷达实现生理参数的提取是一种被广泛应用的非接触信号检测方式,具有全天候、高精度等优势。目前非接触式生理参数提取手段多是基于微波与低频毫米波波段,对于心跳等微动信号不敏感,在生理参数提取过程中需要复杂的系统结构。太赫兹 (Terahertz, THz) 是指频率位于100GHz-10THz (波长为3mm到30 μ m) 的电磁波,属于光学与电子学的交叉领域。THz波技术被认为是未来改变世界的十大技术之一,亦是目前人类了解最少、开发最少的一个波段。THz波具有能量低、频谱宽、穿透能力强等特性,在医疗、生物等领域具有广泛的应用价值。随着THz相关元器件技术的成熟,THz雷达技术发展迅速,在高分辨率、无损、安全成像生物大分子检测等领域显示出巨大优势。因此,THz雷达被认为是实现生理参数精确估计的有效手段,能够实现高精度的非接触的检测。

发明内容

[0005] 本发明的目的是充分利用太赫兹雷达对精细运动敏感的微多普勒特性,将太赫兹连续波雷达应用于生理参数检测,实现高精度的参数估计的基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法。

[0006] 本发明具体采用如下技术方案:

[0007] 基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法,包括以下步骤:

[0008] 步骤①:通过太赫兹多普勒雷达实时接收四路生命体反射回波信号,并通过多通

道数字化仪对四路生命体反射回波信号进行数字化,标记为 I_1, Q_1, I_2 与 Q_2 ,储存在电脑中;

[0009] 步骤②:抑制四路生命体反射回波信号中的静态杂波;

[0010] 步骤③:对滤除静态杂波的四路生命体反射回波信号中的线性趋势项进行抑制;

[0011] 步骤④:分别对滤除静态杂波和抑制线性趋势后的四路信号进行复信号解调,最终得到两对解调后的信号,对解调后的信号进行对数处理,得到纯净的生命体征信号;

[0012] 步骤⑤:对步骤④中的信号进行互相关运算;

[0013] 步骤⑥:对步骤⑤中的信号进行均值滤波;

[0014] 步骤⑦:利用集合经验模式分解对步骤⑥的结果进行处理得到重构后的生命体征信号;

[0015] 步骤⑧:对重构后的生命体征信号进行傅里叶变换,得到信号频谱;

[0016] 步骤⑨:对谐波分量进行抑制。

[0017] 优选地,所述步骤①中的太赫兹多普勒雷达发射的太赫兹波为典型的单频正弦波信号,采用式(1)表示为:

$$[0018] \quad s(t) = A \cos(2\pi f_c t) \quad (1)$$

[0019] 其中, A 表示信号幅度, f_c 表示信号频率;

[0020] 在太赫兹多普勒雷达中,将倍频、射频上变频、再耦合的方式提供本振信号;通过线性的频谱搬移降低信号的非线性相位误差,降低系统数据补偿难度;在输出端与接收端增加三个极化器;接收端通过集成的多路混频单元,同时采集四路生命体反射回波信号;四路生命体反射回波信号即为两对I/Q信号;四路生命体反射回波信号被生命体的微动信号调制;

[0021] I信号采用式(2)表示:

$$[0022] \quad I_1(t) = I_2(t) = A_1 \cos \left(4\pi \frac{[d_0 + m_b \sin(2\pi f_b t) + m_h \sin(2\pi f_h t)]}{\lambda} \right) \quad (2)$$

[0023] Q信号采用式(3)表示:

$$[0024] \quad Q_1(t) = Q_2(t) = A_2 \sin \left(4\pi \frac{[d_0 + m_b \sin(2\pi f_b t) + m_h \sin(2\pi f_h t)]}{\lambda} \right) \quad (3)$$

[0025] 其中, d_0 表示太赫兹多普勒雷达与生命体之间的距离, m_b 与 m_h 分别表示生命体的呼吸与心跳幅度, f_b 与 f_h 分别表示生命体的呼吸与心跳频率, λ 表示波长。

[0026] 优选地,所述步骤②中,静态杂波采用式(4)表示:

$$[0027] \quad \mathfrak{I}_1 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N B_n[n] \quad (4)$$

[0028] 其中, B_n 表示生命体反射回波信号, $n=1, \dots, N$,表示数字化的回波信号的样本点;

[0029] 为了抑制静态杂波,将数字化信号的每一个样本点分别减去式(4)的估计结果,表示为式(5)

$$[0030] \quad I_{11}[n] = I_1[n] - \mathfrak{I}_1 \quad (5)$$

[0031] 滤除静态杂波后的四路信号记为 I_{11}, Q_{11}, I_{22} 与 Q_{22} 。

[0032] 优选地,所述步骤③中,回波信号中的线性趋势项通过式(6)抑制:

[0033] $W_1 = B_{nn}^T - X(X^T X)^{-1} X^T B_{nn}^T$ (6)

[0034] 其中, B_{nn} 为滤除静态杂波后的信号, $X = [x_1, x_2]$, $x_1 = [0, 1, \dots, N-1]^T$, $x_2 = [1, 1, \dots, 1]_{N \times 1}^T$,

滤除静态杂波后的四路信号记为 W_1, W_2, W_3 与 W_4 。

[0035] 优选地, 所述步骤④中, 纯净的生命体征信号表示为式 (7) 和式 (8)

[0036] $Y_1 = \ln[W_1 + jW_2]$ (7)

[0037] $Y_2 = \ln[W_3 + jW_4]$ (8)。

[0038] 优选地, 所述步骤⑤中采用式 (9) 进行互相关运算:

[0039] $R = E[Y_1 * Y_2]$ (9)。

[0040] 优选地, 所述步骤⑥中采用点均值滤波器进行均值滤波, 表示为式 (10):

[0041] $E[k] = \frac{1}{7} \sum_{n=7 \times k}^{7 \times k + 11} R[n], k = 1, 2, \dots$ (10)

[0042] 其中, $k = 1, \dots, \lfloor N/7 \rfloor$, $\lfloor N/7 \rfloor$ 表示小于 $N/7$ 的最大整数。

[0043] 优选地, 所述步骤⑦中, 对式 (10) 结果进行 EEMD 处理, 得到多个本征模函 $IMF_1, IMF_2, \dots$ 与余项 Q , 采用式 (11) 表示:

[0044] $E = IMF_1 + IMF_2 + \dots + IMF_v + Q$ (11)

[0045] 其中, Q 被视为噪声, 直接滤掉;

[0046] 为了利用具有较高信噪比的 IMF 对信号进行重构, 噪声与有效 IMF 之间的界限可表示为:

[0047] $RP_v = \left| \frac{P_v - \frac{1}{v-1} \sum_{i=1}^{v-1} P_i}{\frac{1}{v-1} \sum_{i=1}^{v-1} P_i} \right|, v \geq 2$ (12)

[0048] 其中,

[0049] $P_v = E_v \bar{T}_v$ (13)

[0050] $E_v = \frac{1}{N_v} \sum_{j=1}^{N_v} |C_v(j)|^2$ (14)

[0051] $\bar{T}_v = \frac{2N_v}{O_v}$ (15)

[0052] 其中, N_v 表示 EEMD 处理后 IMF_v 值的数目, C_v 表示 IMF_v 中的最大值, O_v 表示 IMF_v 的局部极值点的数目;

[0053] 对于高斯白噪声, 式 (13) 近似为常数; 因此, 当式 (12) < 1 时, 认为 IMF_v 为噪声;

[0054] 根据式 (12) 将 IMF_1 与 IMF_2 视为噪声进行滤除; 由此得知, 重构的回波信号表示为式 (16):

[0055] $E = IMF_3 + \dots + IMF_v$ (16)。

[0056] 优选地, 所述步骤⑧中分别对信号频谱进行加窗, 表示为式 (17):

[0057] $G[n] = \omega[n] \odot \{FFT[E]\}[n]$ (17)

[0058] 其中,FFT[]表示傅里叶变换,⊙表示加窗运算符。

[0059] 优选地,所述步骤⑨中,为了抑制带内谐波,设计了频域累积算法,表示为式(18):

$$[0060] \quad H[i] = L[i] + jL[i] \quad (18)$$

[0061] 其中,

$$[0062] \quad L[i] = \begin{cases} 2G[i], & \kappa > 0 \\ G[i], & \kappa = 0 \\ 0, & \kappa < 0 \end{cases} \quad (19)$$

[0063] 其中, κ 表示频谱分量;

[0064] 将频谱中的峰值分别作为呼吸频率与心率的估计值。

[0065] 本发明具有如下有益效果:

[0066] 基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法具有高功率单频连续波输出,四路被生命微动信号调制的零中频回波信号实时接收;通过对四路生命体反射回波信号进行静态背景估计,零中频接收机线性趋势抑制,生命微动信号复信号重构、解调,高斯噪声抑制,改善生命微动信号信噪比,带外噪声抑制,带内谐波抑制等一系列的处理,获取呼吸信号、心跳信号频率估计;充分利用太赫兹雷达对精细运动敏感的微多普勒特性,将太赫兹连续波雷达应用于生理参数检测,实现高精度的参数估计。

附图说明

[0067] 图1为基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法流程框图;

[0068] 图2为四路太赫兹多普勒雷达电路图;

[0069] 图3为太赫兹雷达中采集的一对I/Q信号图;

[0070] 图4为滤除静态杂波后的一对I/Q信号图;

[0071] 图5为抑制线性趋势后的一对I/Q信号图;

[0072] 图6为进行CSD处理后的回波信号图;

[0073] 图7为进行互相关运算后得到的回波信号图;

[0074] 图8为均值滤波后的回波信号;

[0075] 图9为用EEMD对回波信号进行处理得到的前六个IMF图;

[0076] 图10为重构的回波信号图;

[0077] 图11为加窗处理后得到的频谱图;

[0078] 图12为带内谐波抑制后的频谱图。

具体实施方式

[0079] 下面结合附图和具体实施例对本发明的具体实施方式做进一步说明:

[0080] 如图1和图2所示,基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法,包括以下步骤:

[0081] 步骤①:通过太赫兹多普勒雷达实时接收四路生命体反射回波信号(2对I/Q),并通过多通道数字化仪对四路生命体反射回波信号进行数字化,标记为 I_1, Q_1, I_2 与 Q_2 ,储存在电脑中;

[0082] 步骤②:抑制四路生命体反射回波信号中的静态杂波;

[0083] 步骤③:对滤除静态杂波的四路生命体反射回波信号中的线性趋势项进行抑制;

[0084] 步骤④:分别对滤除静态杂波和抑制线性趋势后的四路信号进行复信号解调,最终得到两对解调后的信号,对解调后的信号进行对数处理,得到纯净的生命体征信号;

[0085] 步骤⑤:对步骤④中的信号进行互相关运算;

[0086] 步骤⑥:对步骤⑤中的信号进行均值滤波;

[0087] 步骤⑦:利用集合经验模式分解对步骤⑥的结果进行处理得到重构后的生命体征信号;

[0088] 步骤⑧:对重构后的生命体征信号进行傅里叶变换,得到信号频谱;

[0089] 步骤⑨:对谐波分量进行抑制。

[0090] 步骤①中的太赫兹多普勒雷达发射的太赫兹波为典型的单频正弦波信号,采用式(1)表示为:

$$[0091] \quad s(t) = A \cos(2\pi f_c t) \quad (1)$$

[0092] 其中,A表示信号幅度, f_c 表示信号频率;

[0093] 在太赫兹多普勒雷达中,将倍频、射频上变频、再耦合的方式提供本振信号,可有效提高参考本振信号与发射信号的相位一致性,提供系统识别精度;通过线性的频谱搬移降低信号的非线性相位误差,降低系统数据补偿难度;在输出端与接收端增加三个极化器,极化通道能够消除环境杂波,有效提高接收机信噪比,获取目标特性,增加目标识别维度;接收端通过集成的多路混频单元,同时采集四路生命体反射回波信号;四路生命体反射回波信号即为两对I/Q信号,采集的一对I/Q信号如图3所示,四路生命体反射回波信号被生命体的微动信号调制;

[0094] I信号采用式(2)表示:

$$[0095] \quad I_1(t) = I_2(t) = A_1 \cos \left(4\pi \frac{[d_0 + m_b \sin(2\pi f_b t) + m_h \sin(2\pi f_h t)]}{\lambda} \right) \quad (2)$$

[0096] Q信号采用式(3)表示:

$$[0097] \quad Q_1(t) = Q_2(t) = A_2 \sin \left(4\pi \frac{[d_0 + m_b \sin(2\pi f_b t) + m_h \sin(2\pi f_h t)]}{\lambda} \right) \quad (3)$$

[0098] 其中, d_0 表示太赫兹多普勒雷达与生命体之间的距离, m_b 与 m_h 分别表示生命体的呼吸与心跳幅度, f_b 与 f_h 分别表示生命体的呼吸与心跳频率, λ 表示波长。

[0099] 所述步骤②中,静态杂波主要是来自于测试环境中的静态物体,通常认为,静态杂波幅度较大,是影响生命体微动信号检测的主要因素,静态杂波采用式(4)表示:

$$[0100] \quad \mathfrak{I}_1 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N B_n[n] \quad (4)$$

[0101] 其中, B_n 表示生命体反射回波信号, $n=1, \dots, N$,表示数字化的回波信号的样本点;

[0102] 为了抑制静态杂波,将数字化信号的每一个样本点分别减去式(4)的估计结果,表示为式(5)

[0103] $I_{11}[n] = I_1[n] - \mathfrak{I}_1$ (5)

[0104] 滤除静态杂波后的四路信号记为 I_{11}, Q_{11}, I_{22} 与 Q_{22} , 滤除静态杂波后的一对I/Q信号如图4所示。

[0105] 所述步骤③中, 回波信号中的线性趋势项通过式 (6) 抑制:

[0106] $W_1 = B_{nn}^T - X (X^T X)^{-1} X^T B_{nn}^T$ (6)

[0107] 其中, B_{nn} 为滤除静态杂波后的信号, $X = [x_1, x_2]$, $x_1 = [0, 1, \dots, N-1]^T$, $x_2 = [1, 1, \dots, 1]_{N \times 1}^T$, 滤除静态杂波后的四路信号记为 W_1, W_2, W_3 与 W_4 , 抑制线性趋势后的一对I/Q信号如图5所示。

[0108] 所述步骤④中, 分别对四路信号进行复信号解调 (complex signal demodulation, CSD), 最终得到两对解调后的信号, 为了抑制解调后信号中存在的常数项对信号的干扰, 对信号进行对数处理, 由此可得到较为纯净的生命体征信号, 纯净的生命体征信号表示为式 (7) 和式 (8), 以 W_1 与 W_2 为例, 进行CSD处理后的回波信号如图6所示。

[0109] $Y_1 = \ln[W_1 + jW_2]$ (7)

[0110] $Y_2 = \ln[W_3 + jW_4]$ (8)。

[0111] 以 W_1 与 W_2 为例, 进行CSD处理后的回波信号如图6所示。

[0112] 所述步骤⑤中采用式 (9) 进行互相关运算:

[0113] $R = E[Y_1 * Y_2]$ (9)。

[0114] 进行互相关运算后得到的回波信号如图7所示

[0115] 所述步骤⑥中采用点均值滤波器进行均值滤波, 表示为式 (10):

[0116] $E[k] = \frac{1}{7} \sum_{n=7 \times k}^{7 \times k + 11} R[n], k=1, 2, \dots$ (10)

[0117] 其中, $k=1, \dots, \lfloor N/7 \rfloor$, $\lfloor N/7 \rfloor$ 表示小于 $N/7$ 的最大整数。

[0118] 均值滤波后的回波信号图8所示。

[0119] 所述步骤⑦中, 为了抑制带外噪声对生命微动信号的影响, 利用集合经验模式分解 (Ensemble Empirical Mode Decomposition, EEMD) 对步骤6的结果进行处理, 得到多个本征模函 $IMF_1, IMF_2, \dots$ 与余项 Q , 采用式 (11) 表示:

[0120] $E = IMF_1 + IMF_2 + \dots + IMF_v + Q$ (11)

[0121] 其中, Q 被视为噪声, 直接滤掉;

[0122] 为了利用具有较高信噪比的IMF对信号进行重构, 噪声与有效IMF之间的界限可表示为:

[0123] $RP_v = \left| \frac{P_v - \frac{1}{v-1} \sum_{i=1}^{v-1} P_i}{\frac{1}{v-1} \sum_{i=1}^{v-1} P_i} \right|, v \geq 2$ (12)

[0124] 其中,

[0125] $P_v = E_v \bar{T}_v$ (13)

$$[0126] \quad E_v = \frac{1}{N_v} \sum_{j=1}^{N_v} |C_v(j)|^2 \quad (14)$$

$$[0127] \quad \bar{T}_v = \frac{2N_v}{O_v} \quad (15)$$

[0128] 其中, N_v 表示EEMD处理后IMF_v值的数目, C_v 表示IMF_v中的最大值, O_v 表示IMF_v的局部极值点的数目;

[0129] 对于高斯白噪声, 式(13)近似为常数; 因此, 当式(12) < 1时, 认为IMF_v为噪声;

[0130] 利用EEMD对回波信号进行处理得到的前六个IMF如图9所示。根据式(12) 可将IMF₁ 与IMF₂ 视为噪声进行滤除。由此得知, 重构的回波信号如图10所示, 其可表示为, 根据式(12) 将IMF₁ 与IMF₂ 视为噪声进行滤除; 由此得知, 重构的回波信号表示为式(16):

[0131] $E = \text{IMF}_3 + \dots + \text{IMF}_v$ (16)。

[0132] 所述步骤⑧中分别对信号频谱进行加窗, 表示为式(17):

$$[0133] \quad G[n] = \omega[n] \odot \{ \text{FFT}[E] \}[n] \quad (17)$$

[0134] 其中, $\text{FFT}[\]$ 表示傅里叶变换, $\odot$ 表示加窗运算符。

[0135] 通常生命体的呼吸频率处于0.2Hz-0.4Hz范围内, 心率位于1Hz-2Hz范围内, 因此, 提取呼吸频率时窗值范围为0.1Hz-0.8Hz, 提取心率时窗值范围为0.8Hz-2.4Hz。加窗处理后得到的频谱如图11所示。

[0136] 所述步骤⑨中, 为了抑制带内谐波, 设计了频域累积算法, 表示为式(18):

$$[0137] \quad H[i] = L[i] + jL[i] \quad (18)$$

[0138] 带内谐波抑制后的频谱如图12所示, 将频谱中的峰值分别作为呼吸频率与心率的估计值, 其中,

$$[0139] \quad L[i] = \begin{cases} 2G[i], & \kappa > 0 \\ G[i], & \kappa = 0 \\ 0, & \kappa < 0 \end{cases} \quad (19)$$

[0140] 其中, κ 表示频谱分量;

[0141] 将频谱中的峰值分别作为呼吸频率与心率的估计值。

[0142] 当然, 上述说明并非是对本发明的限制, 本发明也并不仅限于上述举例, 本技术领域的技术人员在本发明的实质范围内所做出的变化、改型、添加或替换, 也应属于本发明的保护范围。

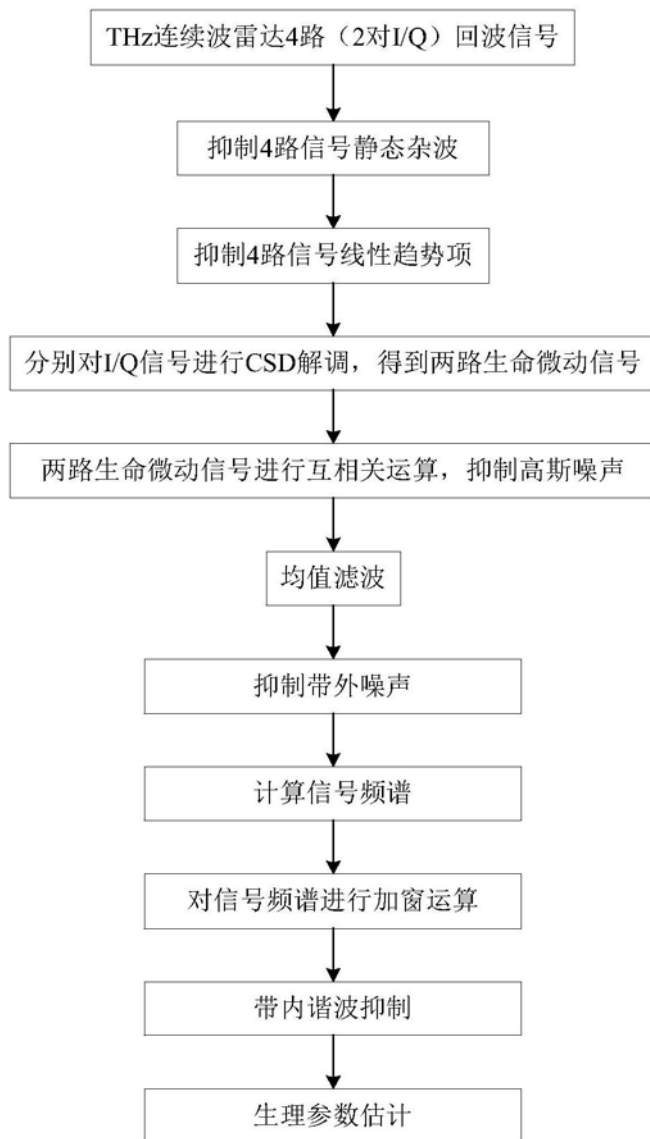


图1

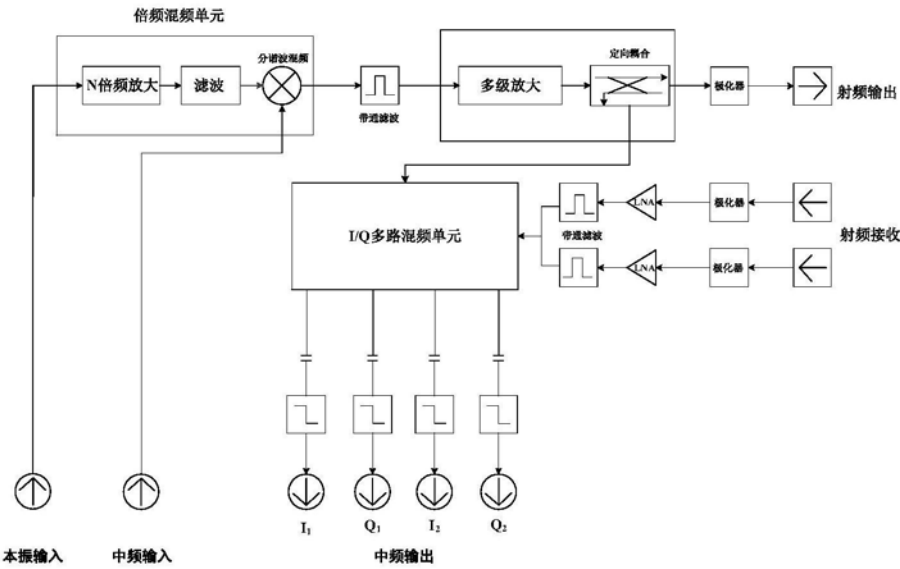


图2

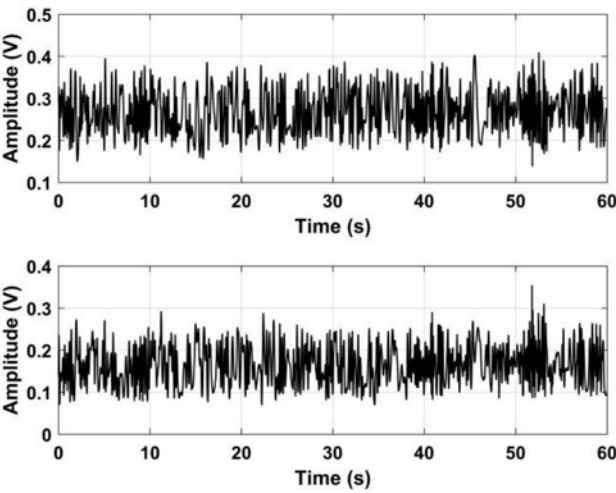


图3

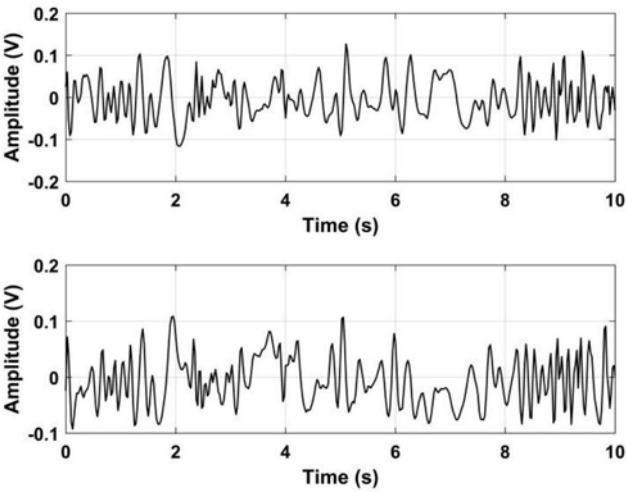


图4

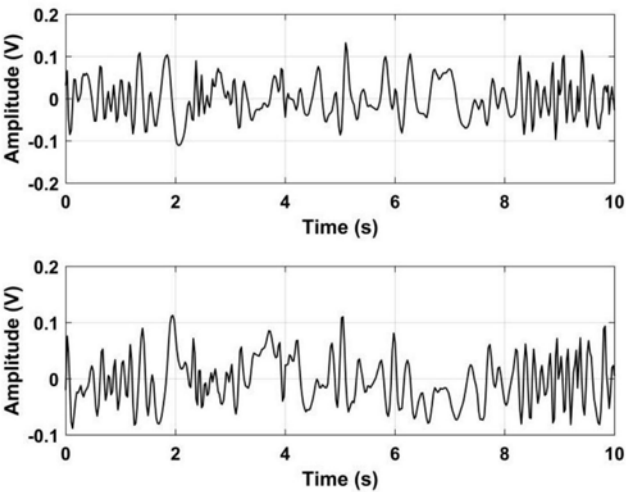


图5

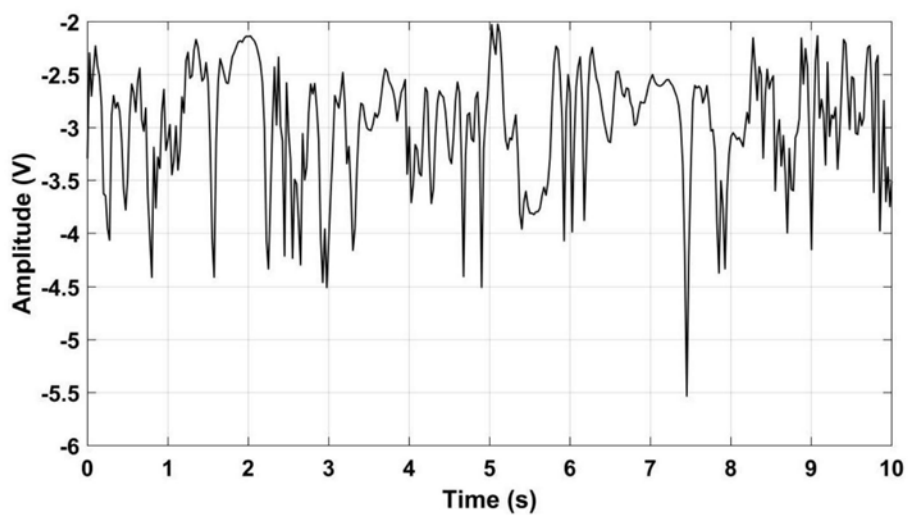


图6

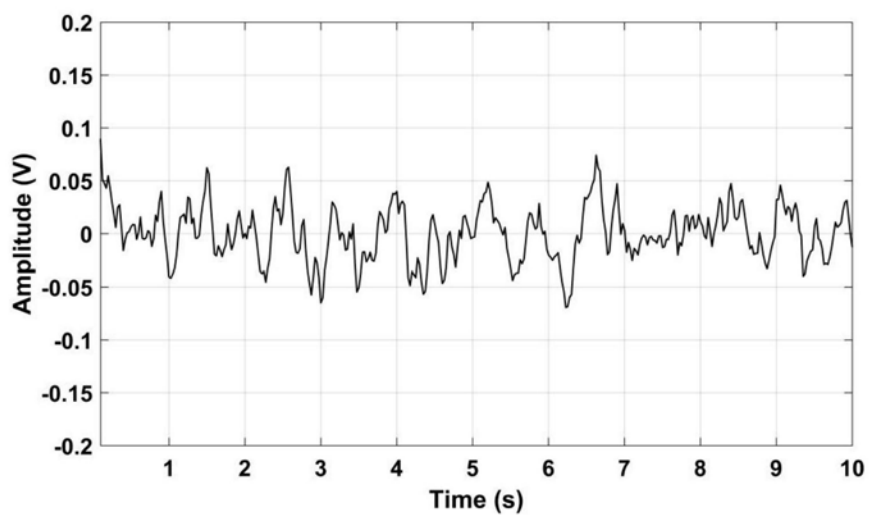


图7

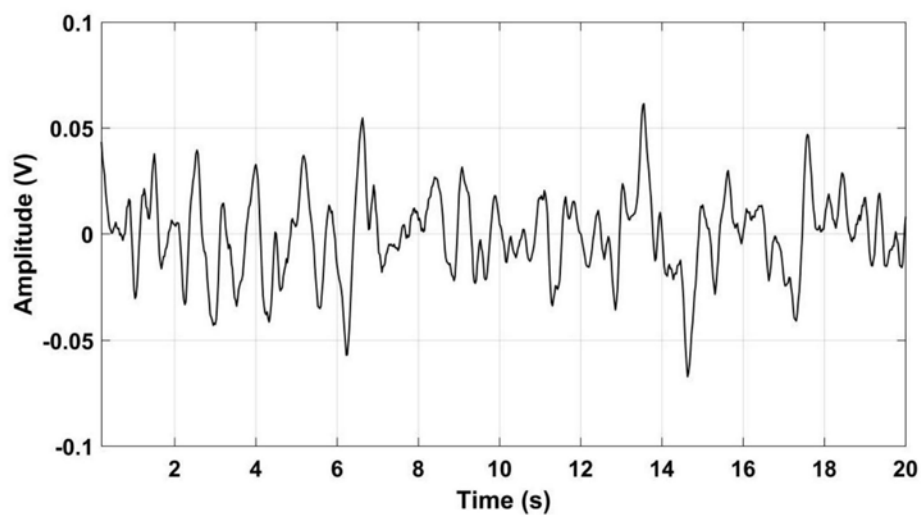


图8

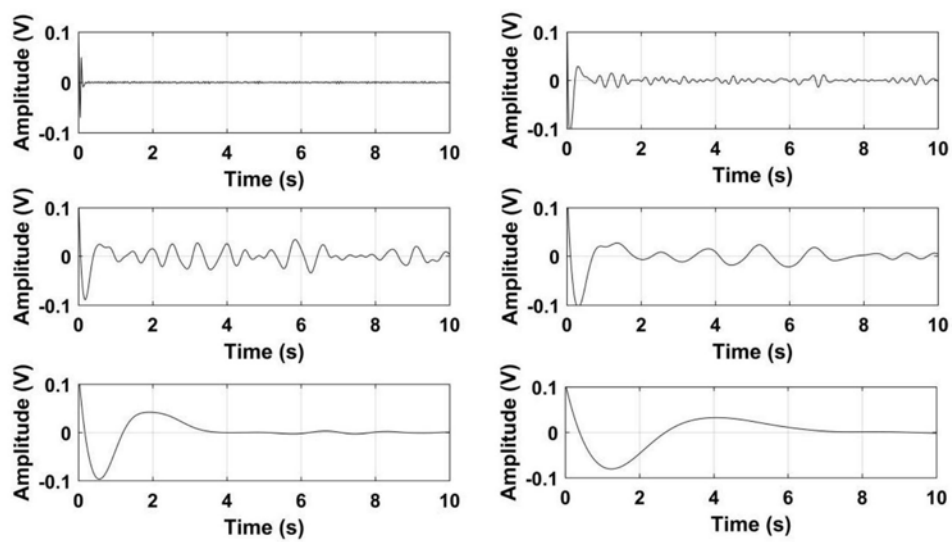


图9

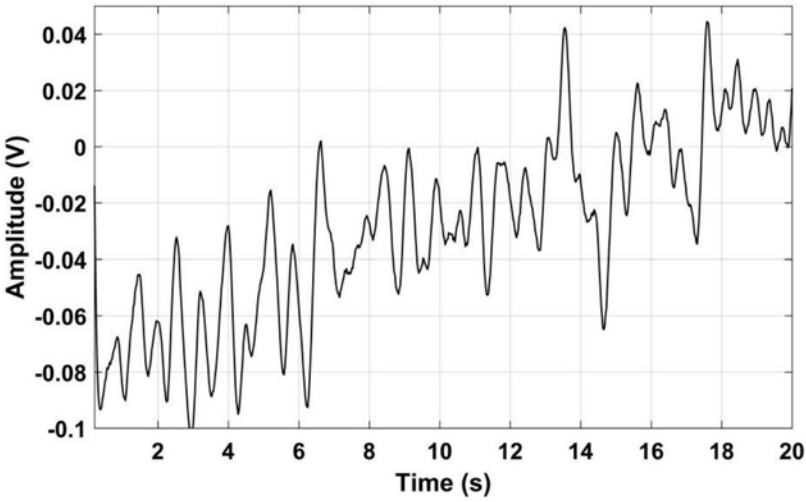


图10

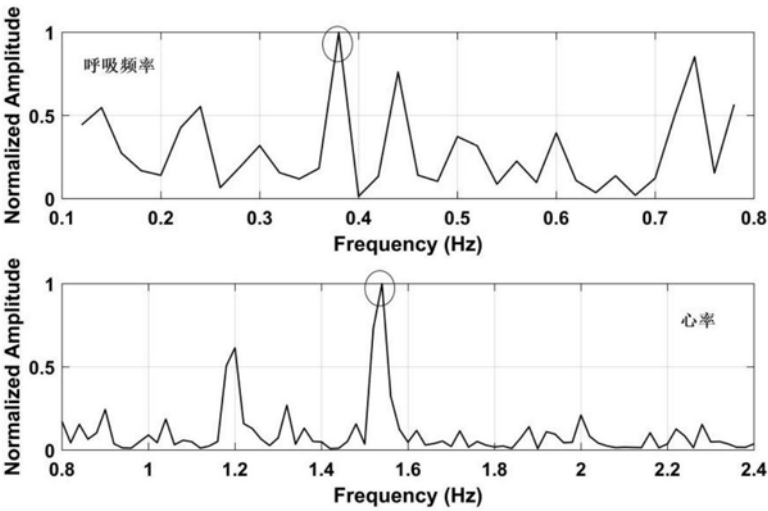


图11

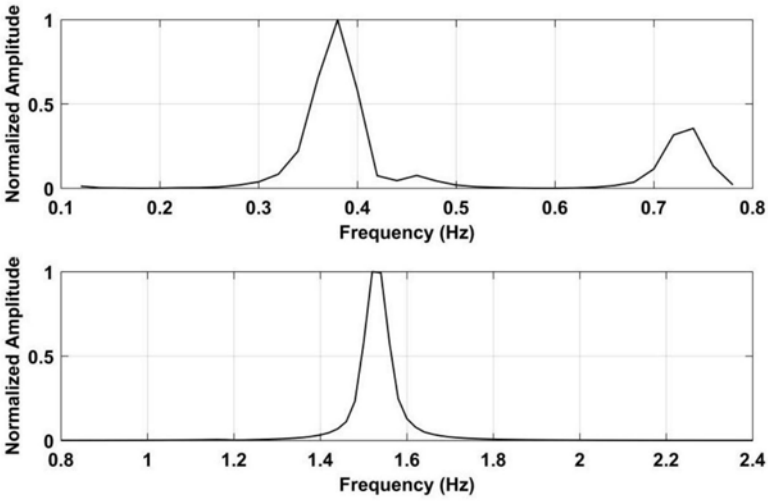


图12

专利名称(译)	基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法		
公开(公告)号	CN109805931A	公开(公告)日	2019-05-28
申请号	CN201910118890.9	申请日	2019-02-18
[标]申请(专利权)人(译)	中电科仪器仪表有限公司		
申请(专利权)人(译)	中电科仪器仪表有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	中电科仪器仪表有限公司		
[标]发明人	梁晓林 邓建钦 王沫 朱翔		
发明人	梁晓林 邓建钦 王沫 朱翔		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/113 A61B5/024 A61B5/00		
代理人(译)	陈海滨		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于太赫兹多普勒雷达的远距离生命微动信号检测方法，具体涉及生命微动信号检测技术领域。该方法通过太赫兹多普勒雷达实时接收四路生命体反射回波信号，并通过多通道数字化仪对四路生命体反射回波信号进行数字化；抑制四路生命体反射回波信号中的静态杂波；对滤除静态杂波的四路生命体反射回波信号中的线性趋势项进行抑制；分别对滤除静态杂波和抑制线性趋势后的四路信号进行复信号解调等处理，利用集合经验模式分解对结果进行处理得到重构后的生命体征信号；对重构后的生命体征信号进行傅里叶变换，得到信号频谱；对谐波分量进行抑制，将带内谐波抑制后的频谱中的峰值分别作为呼吸频率与心率的估计值。

$$I_1(t) = I_2(t) = A \cos \left(4\pi \frac{\left[d_0 + m_f \sin(2\pi f_f t) + m_h \sin(2\pi f_h t) \right]}{\lambda} \right) \quad (2)$$