



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110584631 A

(43)申请公布日 2019.12.20

(21)申请号 201910957630.0

(22)申请日 2019.10.10

(71)申请人 重庆邮电大学

地址 400065 重庆市南岸区崇文路2号

(72)发明人 王勇 王文 田增山 周牧 何维

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G01S 7/41(2006.01)

G01S 13/88(2006.01)

G06K 9/00(2006.01)

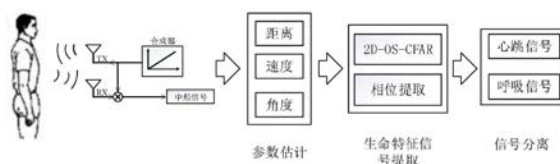
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法

(57)摘要

本发明提出了一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法。首先,根据实际人体目标检测数据分析计算,得到人体目标的距离、多普勒和角度三参数信息。接着,构建距离-时间图、距离-多普勒图、距离-角度图三参数图像。然后利用图像通过2D-OS-CFAR检测环境中存在的目标个体,确定待检测人体目标,同时抑制非待测人体目标信号对待测人体目标信号的干扰。最后,对检测到的待测人体目标基于求导运算的扩展DACM算法进行心跳和呼吸信号提取。本发明创新地提出一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号简便提取方法,实现了非接触式检测人体心跳和呼吸信号,避免传统接触检测设备给患者带来的束缚和不适;同时该方法可以有效地抑制干扰,分离出待检测人体目标信号。



1. 一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法,其特征在于,包含以下步骤:

1) 利用调频连续波 (frequency modulated continuous wave, FMCW) 采集人体目标信息得到雷达中频信号,对单帧中频信号做快速傅里叶变换得到距离向量矩阵 $R_{M \times 1}$;再通过时间进行多帧累积,将N帧距离向量以列形式构建距离-时间矩阵 $R_T = [R_1, R_2, \dots, R_M]_{M \times N}$,从而得到距离-时间图 (Range-Time-Map, RTM), 并确定RTM图中距离单元平均功率最强的距离向量 $R_{av, max}$ 。

2) 获取步骤一中距离向量 $R_{av, max}$ 帧数据,构建二维矩阵 $R_{M \times C}$ (M为采样点数, C为扫频个数);对 $R_{M \times C}$ 矩阵列进行距离维快速傅里叶变换,行进行速度维快速傅里叶变换得到距离-多普勒矩阵 R_D ,绘制出距离-多普勒图 (Range-Doppler-Map, RDM)。

3) 对得到的RDM图像进行二维单元有序统计恒虚警 (two-dimensional ordered statistic constant false alarm rate, 2D-OS-CFAR) 目标检测后,保留静态检测目标。具体步骤为:

3a) 在RDM图像上采用一宽度为 $N_f \times N_r = 4 \times 7$ 的二维参考滑窗,其中 N_f 是多普勒频率维的窗宽, N_r 是距离维上的窗宽。其有效参考单元 $W = 27$ 。

3b) 对二维参考窗中的训练单元采样值由小到大作排序处理,然后取第 $k = \frac{2}{3}W$ 个采样值作为总的背景杂波功率水平估计。

3c) 由 W, k, P_f (虚警概率 $P_f = e^6$) 根据式 $P_f = k \binom{R}{k} \frac{\Gamma(R-k+1+T)\Gamma(k)}{\Gamma(R+T+1)}$ 计算得到自适应归一化门限值 T ,接着进行门限判决从而得到检测目标。

3d) 在距离-多普勒分辨单元中保留零多普勒检测目标。

4) 使用步骤三中保留零多普勒检测目标后的帧数据构建向量矩阵 S ,再利用多信号分类 (Multiple Signal Classification, MUSIC) 算法进行谱峰搜索得到距离-角度图 (Range-Angle-Map, RAM)。然后,选取RAM中角度在 $0 \leq |\theta| \leq 5^\circ$ 的静态目标帧数据,得到待检测的人体目标信号 $B(t)$ 。

5) 将待检测的人体目标信号 $B(t)$ 进行正交下变换,得到I/Q两路信号 $B_I(t)$ 和 $B_Q(t)$ 。采集空环境下的雷达信号得到I/Q两路的直流偏置 dc_{I0} 和 dc_{Q0} ,用差分放大器进行直流校正操作得到

$$\begin{cases} I(t) = B_I(t) - dc_{I0} \\ Q(t) = B_Q(t) - dc_{Q0} \end{cases}$$
;接着将得到的 $I(t)$ 和 $Q(t)$ 两路信号组成复数信号 $I(t) + j \cdot Q(t)$ 。

6) 对步骤五中复数信号进行非线性反正切解调 $\arctan\left(\frac{Q(t)}{I(t)}\right)$ 处理提取待检测目标信号 $B(t)$ 中的心跳呼吸信号相位值 φ 。接着使用扩展的微分交叉乘法 (extended differentiate and cross multiply, DACM) 算法将反正切三角函数计算变为求导运算

$$\frac{d\varphi(t)}{dt} = \frac{d}{dt} \left[\arctan \frac{Q(t)}{I(t)} \right] = \frac{I(t)Q'(t) - I'(t)Q(t)}{I(t)^2 + Q(t)^2}$$
, 然后在离散形式下,通过时间累加,

$$\varphi[n] = \sum_{k=2}^n \frac{I[k]\{Q[k]-Q[k-1]\} - \{I[k]-I[k-1]\}Q[k]}{I[k]^2 + Q[k]^2} \text{还原出 } \varphi。$$

7) 使用Matlab的fdatool方法直接生成两个二阶级联而成的四阶带通滤波器,其通频带分别为[0.1Hz-0.5Hz]和[0.8Hz-2.0Hz]。接着将提取的心跳和呼吸相位信号相位差分后经过fdatool生成的带通滤波器,从而分离出心跳和呼吸信号。

2. 基于权利要求1所述的一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法,其特征在于提出一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取的简便流程。

3. 基于权利要求1所述的一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法,其特征在于步骤3)和4)所述中的基于2D-OS-CFAR目标检测的干扰抑制方法。

4. 基于权利要求1所述的一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号生命特征信号提取方法,其特征在于所述步骤5)和6)中的基于求导运算的扩展DACM相位提取。

一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生命特征信号检测领域,特别涉及一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法。

背景技术

[0002] 呼吸和心跳信号是现代化医疗检测中一项重要的指标,心跳和呼吸信号特征参数的监测为医生提供了可靠的诊断和治疗依据。传统的检测方法是接触式检测技术,它是目前心跳和呼吸信号监测设备中使用较多的技术,其主要通过穿戴式传感器或粘贴式电极直接接触患者身体达到监测心跳和呼吸信号的目的。尽管通过这种检测方法监测的心跳和呼吸信号具有高质量,低噪声等优点,但该方法限制了患者的行为,并且不能准确地反映测试者的生命特征参数的变化。同时基于接触的传感器在使用过程中操作复杂,并且长时间使用后可能会出现让人感到不舒服等问题。

[0003] 基于此,非接触式生命特征监测技术成为解决上述问题的关键。线性调频连续波(frequency modulated continuous wave,FMCW)非接触式生命监测雷达是非接触式生命特征监测技术领域的研究热点。FMCW生命体征监测雷达可远距离长时间监测呼吸和心跳信号,无需电极或传感器接触;与传统的生命特征检测技术相比,非接触式方法使患者感到更轻松,更舒适。但是,由于生命体征信号的特殊性,呼吸和心跳信号极其微弱,很容易被雷达的噪声和杂波覆盖;因此,现有技术难以直接将FMCW通用雷达模块用于心跳和呼吸信号检测,并且其制造工艺和信号处理较为复杂,导致FMCW雷达在生命体征心跳和呼吸信号检测领域的应用较少。

[0004] 故,针对目前现有技术中存在的上述问题,有必要提供一种简便的基于 FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法,解决现有技术中存在的问题。

发明内容

[0005] 基于上述现有生命特征信号提取方法的缺陷和不足,本发明提供了一种基于FMCW的静态人体心跳和呼吸信号提取方法。本发明首先根据人体目标的距离、多普勒和角度信息构建距离-时间图(Range-Time-Map,RTM)、距离-多普勒图(Range-Doppler-Map,RDM)、距离-角度图(Range-Angle-Map,RAM)图像检测人体目标,然后基于扩展的微分交叉乘法(differentiate and cross multiply,DACM)反正切解调对检测到的人体目标进行心跳和呼吸信号提取。本方法可以有效地抑制动态和静态目标对待检测人体目标信号的干扰,分离出待检测目标,并提取待检测人体目标的心跳和呼吸信号。

[0006] 本发明所采用的技术方案为:一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法,其主要包括两个部分,分别为人体目标检测和心跳和呼吸信号提取。

[0007] 具体包括以下步骤:

[0008] 1) 利用调频连续波采集人体目标信息得到雷达中频信号,对单帧中频信号做快速傅里叶变换得到距离向量矩阵 $R_{M \times 1}$;再通过时间进行多帧累积,将N帧距离向量以列形式构

建距离-时间矩阵 $R_T = [R_1, R_2, \dots, R_M]_{M \times N}$, 从而得到距离-时间图 (Range-Time-Map, RTM), 并确定RTM图中距离单元平均功率最强的距离向量 $R_{av, \max}$ 。

[0009] 2) 获取步骤一中距离向量 $R_{av, \max}$ 帧数据, 构建二维矩阵 $R_{M \times C}$ (M 为采样点数, C 为扫频个数); 对 $R_{M \times C}$ 矩阵列进行距离维快速傅里叶变换, 行进行速度维快速傅里叶变换得到距离-多普勒矩阵 R_D , 绘制出距离-多普勒图 (Range-Doppler-Map, RDM)。

[0010] 3) 对得到的RDM图像进行二维单元有序统计恒虚警 (two-dimensional ordered statistic constant false alarm rate, 2D-OS-CFAR) 目标检测后, 保留静态检测目标。具体步骤为:

[0011] 3a) 在RDM图像上采用一宽度为 $N_f \times N_r = 4 \times 7$ 的二维参考滑窗, 其中 N_f 是多普勒频率维的窗宽, N_r 是距离维上的窗宽。其有效参考单元 $W = 27$ 。

[0012] 3b) 对二维参考窗中的训练单元采样值由小到大作排序处理, 然后取第 $k = \frac{2}{3}W$ 个采样值作为总的背景杂波功率水平估计。

[0013] 3c) 由 W 、 k 、 P_f (虚警概率 $P_f = e^6$) 根据式 $P_f = k \binom{R}{k} \frac{\Gamma(R-k+1+T)\Gamma(k)}{\Gamma(R+T+1)}$ 计算得到自适应归一化门限值 T , 接着进行门限判决从而得到检测目标。

[0014] 3d) 在距离-多普勒分辨单元中保留零多普勒检测目标。

[0015] 4) 使用步骤三中保留零多普勒检测目标后的帧数据构建向量矩阵 S , 再利用多信号分类 (Multiple Signal Classification, MUSIC) 算法进行谱峰搜索得到距离-角度图 (Range-Angle-Map, RAM)。然后, 选取RAM中角度在 $0 \leq |\theta| \leq 5^\circ$ 的静态目标帧数据, 得到待检测的人体目标信号 $B(t)$ 。

[0016] 5) 将待检测的人体目标信号 $B(t)$ 进行正交下变换, 得到I/Q两路信号 $B_I(t)$ 和 $B_Q(t)$ 。采集空环境下的雷达信号得到I/Q两路的直流偏置 dc_{I0} 和 dc_{Q0} , 用差分放大器进行直流校正操作得到

$$\begin{cases} I(t) = B_I(t) - dc_{I0} \\ Q(t) = B_Q(t) - dc_{Q0} \end{cases}$$
; 接着将得到的 $I(t)$ 和 $Q(t)$ 两路信号组成复数信号 $I(t) + j \cdot Q(t)$ 。

[0017] 6) 对步骤五中复数信号进行非线性反正切解调 $\arctan\left(\frac{Q(t)}{I(t)}\right)$ 处理提取待检测目标

信号 $B(t)$ 中的心跳呼吸信号相位值 φ 。接着使用扩展的微分交叉乘法 (extended differentiate and cross multiply, DACM) 算法将反正切三角函数计算变为求导运算

$$\frac{d\varphi(t)}{dt} = \frac{d}{dt} \left[\arctan \frac{Q(t)}{I(t)} \right] = \frac{I(t)Q'(t) - I'(t)Q(t)}{I(t)^2 + Q(t)^2}$$
, 然后在离散形式下, 通过时间累加,

$$\varphi[n] = \sum_{k=2}^n \frac{I[k]\{Q[k] - Q[k-1]\} - \{I[k] - I[k-1]\}Q[k]}{I[k]^2 + Q[k]^2}$$
 还原出 φ 。

[0018] 7) 使用Matlab的fdatool工具直接生成两个二阶级联而成的四阶带通滤波器, 其通频带分别为 $[0.1\text{Hz} - 0.5\text{Hz}]$ 和 $[0.8\text{Hz} - 2.0\text{Hz}]$ 。接着将提取的心跳和呼吸相位信号相位差分后经过fdatool生成的带通滤波器, 从而分离出心跳和呼吸信号。

[0019] 本发明具有以下优点：对比传统的技术方法，本发明通过FMCW雷达实现非接触式检测人体生命特征信号，避免传统接触式检测设备带给患者的束缚和不舒适感。基于现有的技术问题，提供了一种简单的基于FMCW雷达的心跳和呼吸信号的提取方法。同时本发明基于2D-OS-CFAR目标检测的干扰抑制方法有效地抑制干扰目标对待检测人体目标的干扰，分离出人体目标。基于求导运算的扩展DACM相位提取，避免了解调反正切函数的相位范围限制，有效地解决相位模糊的问题，提取出心跳和呼吸信号。

附图说明

[0020] 图1心跳和呼吸信号提取系统框图

[0021] 图2人体目标检查流程图

[0022] 图3生命特征信号提取流程图

[0023] 图4距离-FFT图

[0024] 图5 RTM信号图

[0025] 图6 RDM信号图

[0026] 图7 RAM信号图

[0027] 图8 2D-OS-CFAR检测流程图

[0028] 图9 2D-OS-CFAR检测结果图

[0029] 图10干扰抑制后RDM图

[0030] 图11未解缠绕前相位图

[0031] 图12 DACM解缠绕后相位图

[0032] 图13相位差分图

[0033] 图14呼吸波形图

[0034] 图15心跳波形图

具体实施方式

[0035] 下面结合附图对本发明作进一步详细描述：

[0036] 本发明所采用的技术方案为：一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法，其主要包括以下步骤：

[0037] 1) 数据采集，利用调频连续波采集人体目标信息得到雷达中频信号，接着通过对雷达中频信号每帧数据参数估计得到距离、角度、速度等信息，然后根据人体目标的距离、速度和角度信息，去除动态和静态干扰后确定人体检测目标；为后一步生命特征提取确定人体检测目标。

[0038] 天线发送信号：

$$[0039] \quad x_T(t) = A_{TX} \cos(2\pi f_c t + \pi \frac{B}{T_c} t^2 + \phi(t)) \quad (1)$$

[0040] 其中， $\frac{B}{T_c}$ 是发射信号频率随着时间变化的线性函数， f_c 是载波频率， B 是带宽， A_{TX} 是发射信号的幅值， T_c 是扫频周期， $\phi(t)$ 为相位噪声。

[0041] 假设 $R(t)$ 是胸腔运动位移，雷达传感器到人体距离为 d_0 ，经过时延 t_d 得到接收信

号:

$$[0042] \quad x_R(t) = A_{RX} \left\{ \cos(2\pi f_c(t-t_d)) + \pi \frac{B}{T_c}(t-t_d)^2 + \phi(t-t_d) \right\} \quad (2)$$

[0043] 将回波信号和发送信号混频,再经过低通滤波器得到中频信号 $s_{IF}(t)$:

$$[0044] \quad S_{IF}(t) = \frac{1}{2} A_T A_R \cos\left(\frac{4\pi R(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) + \theta\right) \quad (3)$$

[0045] 其中, $\Delta\phi = \phi(t) - \phi(t - \frac{2d_0}{c})$ 是残余噪声相位, $\theta = \frac{4\pi d_0}{\lambda}$ 是固有相移。

[0046] 2) 利用步骤1) 得到的中频信号计算距离估计值:

$$[0047] \quad R = \frac{cT_c}{2B} f_{IF} \quad (4)$$

[0048] 其中 f_{IF} 表示中频信号频率, c 为光速, B 是带宽, T_c 为周期。

[0049] 图4是单帧数据一个扫频的距离-FFT的结果,对该帧 C 个扫频数取均值,由此得到该帧距离向量矩阵 $R_{M \times 1}$,然后将 N 帧距离向量以列形式构建距离-时间矩阵 $R_T = [R_1, R_2, \dots, R_M]_{M \times N}$,从而得到图5距离-时间图,并确定RTM图中距离单元平均功率最强的距离向量 $R_{av, \max}$,图中表现为颜色明亮,记录该帧的帧序号。

[0050] 3) 获取步骤二中帧序号所示帧数据的距离向量 $R_{av, \max}$,构建二维矩阵 $R_{M \times C}$ (M 为采样点数, C 为扫频个数);对 $R_{M \times C}$ 矩阵列进行距离维快速傅里叶变换,行进行速度维快速傅里叶变换得到距离-多普勒矩阵 R_D ,绘制出距离-多普勒图,参见图6。

[0051] 4) 假设人静止坐于雷达正前方,而一个静止不动的人呼吸和胸部位移运动 $\Delta x \approx 12\text{mm}$,其产生的净速度 v 可以忽略不计,并且其频偏 f_d 远远小于本发明中 FMCW雷达的最小多普勒分辨率:

$$[0052] \quad f_{d-res} = \frac{f}{c} \times \frac{\lambda}{2NT_c} = \frac{77 \times 10^9}{3 \times 10^8} \times \frac{4 \times 10^{-3}}{2 \times 255 \times 5} \approx 4.026 \times 10^{-4} \text{Hz} \quad (5)$$

[0053] 其中 c 为光速, f 为频点, λ 为波长, T_c 最大观测时间, N 为最大扫频周期个数。因此对得到的RDM图像按照图8所示流程,先进行多普勒方向上的CFAR 目标检测,并记录其目标所在序号;接着在记录的多普勒序号上进行最终的距离 -CFAR目标检测。得到二维单元有序统计恒虚警2D-OS-CFAR检测目标后,保留静态目标,抑制速度非零的动态干扰目标。其具体检测过程为:

[0054] 4a) 在RDM图像上采用一宽度为 $N_f \times N_r = 4 \times 7$ 的二维参考滑窗,其中 N_f 是多普勒频率维的窗宽, N_r 是距离维上的窗宽。其有效参考单元 $W = 27$ 。

[0055] 4b) 对二维参考窗中的训练单元采样值由小到大作排序处理,然后取第 $k = \frac{2}{3}W$ 个采样值作为总的背景杂波功率水平估计。

[0056] 4c) 由 W 、 k 、 P_f (虚警概率 $P_f = e^6$) 根据式 $P_f = k \binom{R}{k} \frac{\Gamma(R-k+1+T)\Gamma(k)}{\Gamma(R+T+1)}$ 计算得到自适应归一化门限值 T ,接着进行门限判决从而得到检测目标。

[0057] 4d) 在距离-多普勒分辨单元中保留零多普勒检测目标。

[0058] 5) 由于环境中可能存在静态干扰目标,因此需要提取角度信息去除静态干扰目标。角度信息通过构造向量矩阵,使用MUSIC算法,对帧数据进行谱峰搜索得到。

[0059] 假设接收到的信号模型 $s(m, l)$ 为:

$$[0060] \quad s(m, l) = \sum_{k=1}^K A^{(k)} e^{j2\pi f_c \cdot \Delta t_{\text{delay}}^{(k)} - \frac{l}{F_s} \Delta f_{\text{doppler}}^{(k)} + j f_{IF}^{(k)}} + n(l) \quad (6)$$

[0061] 通过帧数据构造出向量矩阵 S

$$[0062] \quad S = \begin{bmatrix} s(1,1) & \cdots & s(1,l) & \cdots & s(1,L) \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s(m,1) & \cdots & s(m,l) & \cdots & s(m,L) \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s(N_T N_R, 1) & \cdots & s(N_T N_R, l) & \cdots & s(N_T N_R, L) \end{bmatrix} \quad (7)$$

[0063] 进行谱峰搜索得到RAM图像,如图7所示,接着从不同角度去除静态干扰目标,保留 $0 \leq |\theta| \leq 5^\circ$ 静态目标帧数据;得到待检测的人体目标信号。

[0064] 6) 由确定的生命特征检测目标提取目标心跳和呼吸信号。对检测到的目标经过干扰消除后,然后将该帧数据进行距离-FFT,从识别的距离区间提取相位值进行生命特征估计。在步骤1)的(3)式中,对于单个检测目标,其信号形式为:

$$[0065] \quad B(t) = \cos\left(\frac{4\pi R(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) + \theta\right) \quad (8)$$

[0066] 7) 为得到心跳和呼吸信号,需将(8)式经过非线性反正切解调。首先,将待检测的人体目标信号进行正交下变换,得到I/Q两路信号 $B_I(t)$ 和 $B_Q(t)$ 。

$$[0067] \quad B_I(t) = A_I \cos\left(\frac{4\pi}{\lambda} R(t) + \Delta\phi(t) + \theta\right) + DC_I \quad (9)$$

$$[0068] \quad B_Q(t) = A_Q \sin\left(\frac{4\pi}{\lambda} R(t) + \Delta\phi(t) + \theta\right) + DC_Q \quad (10)$$

[0069] 式中 A_I/A_Q 是I/Q两路通道的幅值, DC_I/DC_Q 分别是其两路的直流偏置。直流偏置是由于杂波反射和混合器自混合等电路缺陷引起的。采集空环境下的雷达信号得到两路的直流偏置,用差分放大器进行直流校正操作得到

$$[0070] \quad \begin{cases} I(t) = B_I(t) - dc_{I0} \\ Q(t) = B_Q(t) - dc_{Q0} \end{cases} \quad (11)$$

[0071] 在进行直流校正和去除直流偏置后,将I/Q两路信号组成复数信号

$$[0072] \quad C(t) = I(t) + j \cdot Q(t) = A_c \cdot \exp j \cdot \left(\frac{4\pi}{\lambda} R(t) + \Delta\phi(t) + \theta\right) \quad (12)$$

[0073] 式中 A_c 为幅值。则复数信号解调得到:

$$[0074] \quad \frac{4\pi R(t)}{\lambda} + \Delta\phi(t) + \theta = \arctan\left(\frac{Q(t)}{I(t)}\right) = \arctan\left(\frac{\sin[4\pi R(t)/\lambda + \Delta\phi(t) + \theta]}{\cos[4\pi R(t)/\lambda + \Delta\phi(t) + \theta]}\right) \quad (13)$$

[0075] 其中 θ 为固有相移是常数, $\Delta\phi$ 为残余噪声相位是恒定项。在生命特征测量中,主

要考虑相对位移 $\frac{4\pi R(t)}{\lambda}$, 不考虑常数和恒定项。因此, (13) 式可以简化为:

$$[0076] \quad \frac{4\pi R(t)}{\lambda} = \arctan\left(\frac{Q(t)}{I(t)}\right) \quad (14)$$

[0077] 8) 在使用非线性反正切解调时, 注意到, 由于呼吸和胸部位移运动大概是12mm左右, 这是本发明中FMCW雷达波长(4mm)的几倍; 其提取的相位值将超出反正切解调技术得到的相位范围 $(-\pi/2, \pi/2)$, 会带来相位不连续和相位跳变等引起的相位模糊问题(见图11)。

[0078] 为解决该问题, 使用扩展的微分交叉乘法算法。参见图12, 该算法可以自动进行相位补偿和解缠绕解决相位模糊的问题。DACM算法将反正切函数变为求导运算, 则

$$[0079] \quad \frac{d}{dt}\left[\frac{4\pi R(t)}{\lambda}\right] = \frac{d}{dt}\left[\arctan\frac{Q(t)}{I(t)}\right] = \frac{I(t)Q'(t) - I'(t)Q(t)}{I(t)^2 + Q(t)^2} \quad (15)$$

[0080] 式中 $B_I(t)'$ 与 $B_Q(t)'$ 分别式 B_I 和 B_Q 的微分形式。将该式用离散形式表示并将积分变为累加得:

$$[0081] \quad \varphi[n] = \sum_{k=2}^n \frac{I[k]\{Q[k] - Q[k-1]\} - \{I[k] - I[k-1]\}Q[k]}{I[k]^2 + Q[k]^2} \quad (16)$$

[0082] 9) 成人心跳频谱范围一般在 $[0.1\text{Hz}-0.5\text{Hz}]$, 呼吸频谱范围在 $[0.8\text{Hz}-2.0\text{Hz}]$ 左右, 两者处于不同频率区间。基于此, 使用Matlab的fdatool命令直接生成两个二阶级联而成的四阶带通滤波器, 通频带为心跳和呼吸频谱区间。接着将提取的心跳和呼吸相位信号相位差分后经过fdatool生成的带通滤波器, 从而分离出呼吸和心跳信号, 如图14和图15所示。

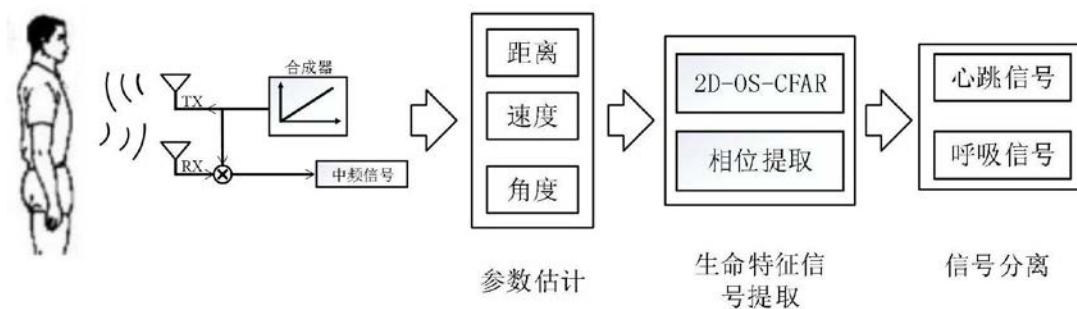


图1

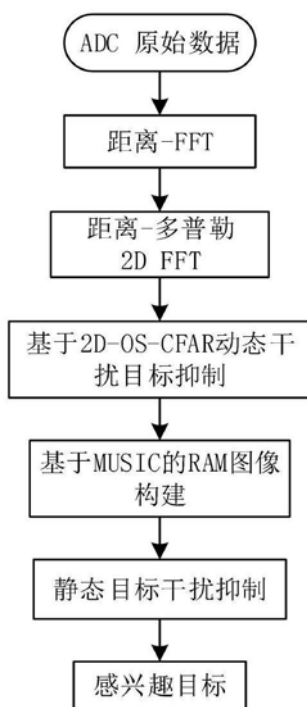


图2

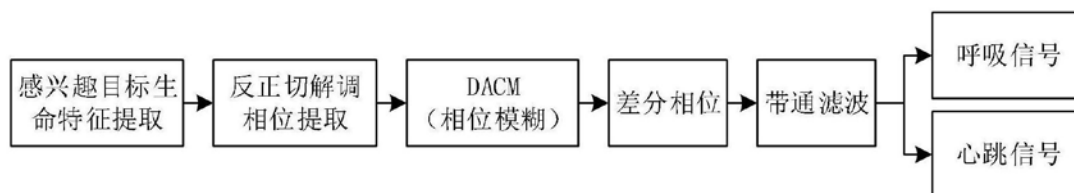


图3

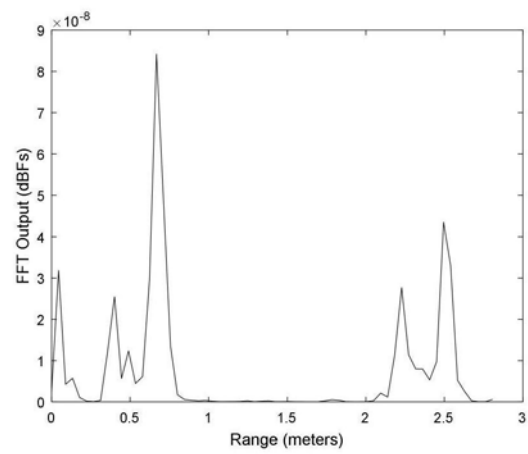


图4

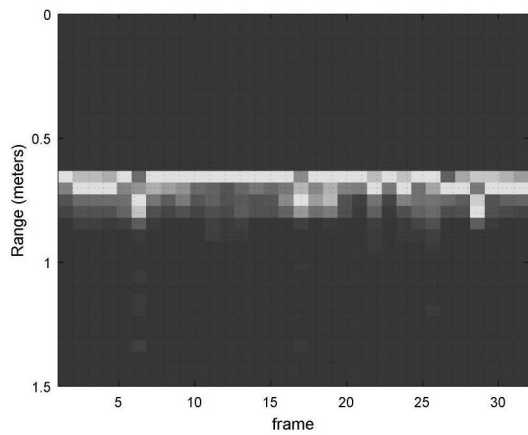


图5

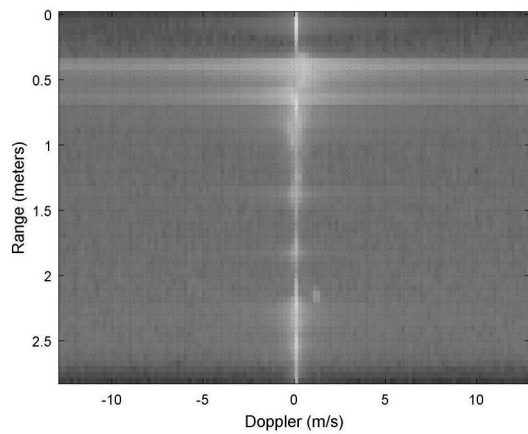


图6

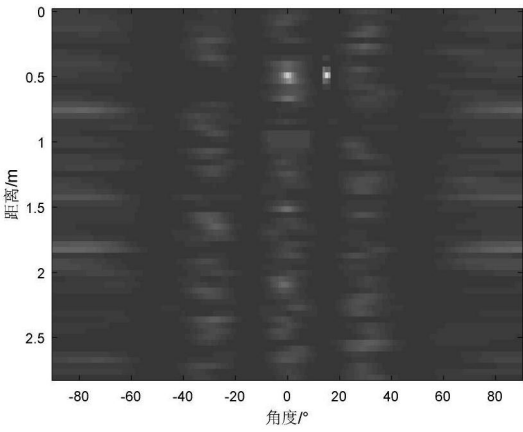


图7

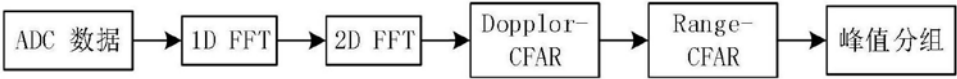


图8

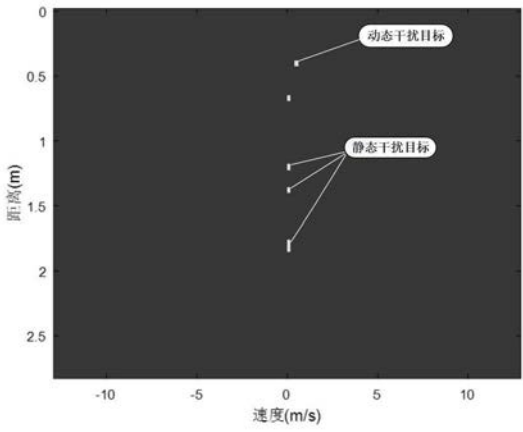


图9

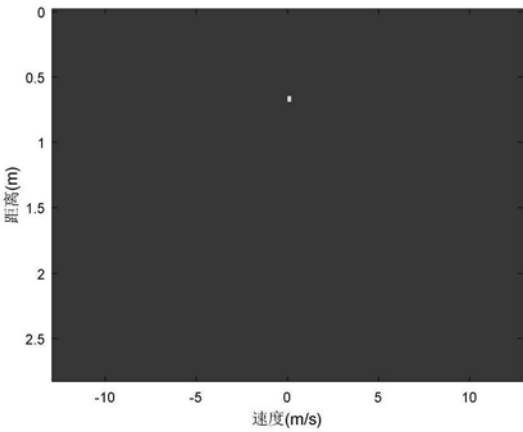


图10

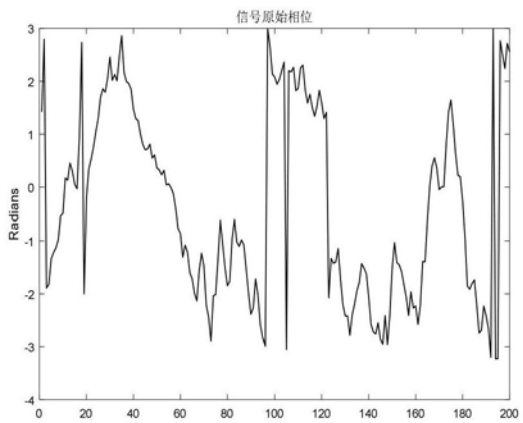


图11



图12

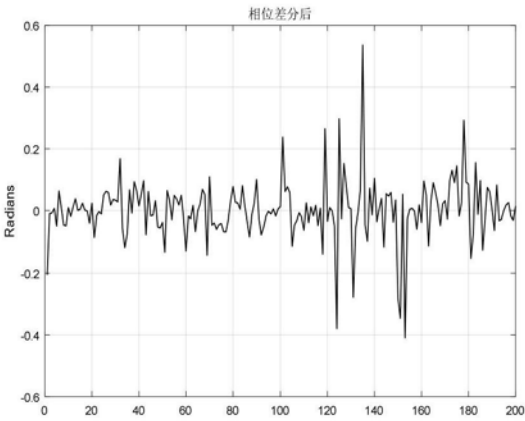


图13

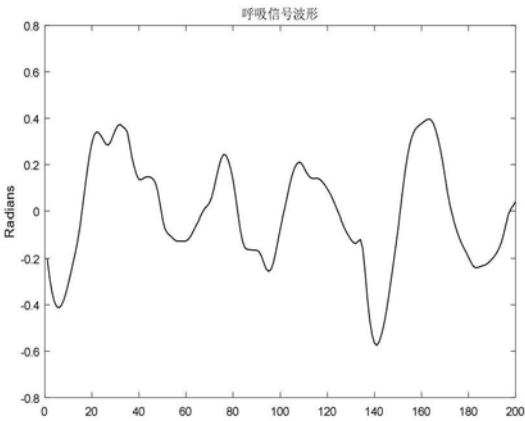


图14

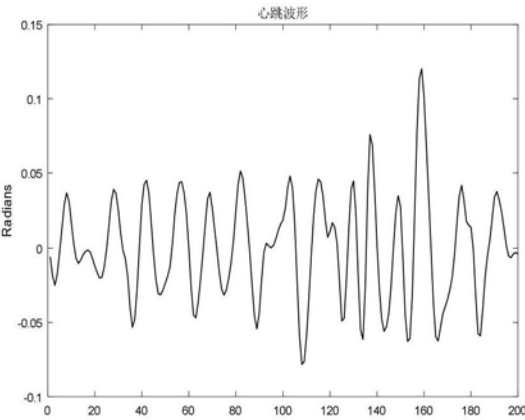


图15

专利名称(译)	一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法		
公开(公告)号	CN110584631A	公开(公告)日	2019-12-20
申请号	CN201910957630.0	申请日	2019-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
[标]发明人	王勇 王文 田增山 周牧 何维		
发明人	王勇 王文 田增山 周牧 何维		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00 G01S7/41 G01S13/88 G06K9/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/08 A61B5/7203 A61B5/725 G01S7/414 G01S13/88 G06K9/00523		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出了一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号提取方法。首先，根据实际人体目标检测数据分析计算，得到人体目标的距离、多普勒和角度三参数信息。接着，构建距离-时间图、距离-多普勒图、距离-角度图三参数图像。然后利用图像通过2D-OS-CFAR检测环境中存在的目标个体，确定待检测人体目标，同时抑制非待测人体目标信号对待测人体目标信号的干扰。最后，对检测到的待测人体目标基于求导运算的扩展DACM算法进行心跳和呼吸信号提取。本发明创新地提出一种基于FMCW雷达的静态人体心跳和呼吸信号简便提取方法，实现了非接触式检测人体心跳和呼吸信号，避免传统接触检测设备给患者带来的束缚和不适；同时该方法可以有效地抑制干扰，分离出待检测人体目标信号。

