



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105962914 B

(45)授权公告日 2019.08.27

(21)申请号 201610350383.4

(22)申请日 2016.05.24

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105962914 A

(43)申请公布日 2016.09.28

(73)专利权人 北京千安哲信息技术有限公司

地址 100026 北京市朝阳区东四环中路41号13层1318室

(72)发明人 黄亦谦

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225

代理人 黄威 喻嵘

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

W0 2015/022358 A1,2015.02.19,全文.

W0 2010/132850 A1,2010.11.18,全文.

CN 103110422 A,2013.05.22,全文.

CN 103110422 A,2013.05.22,全文.

US 2008/0077015 A1,2008.03.27,摘要、说明书第67-75段、第101段、第111-112段、第130段、附图1-4、33.

Zhengwu Xu等.Time-frequency analysis of terahertz radar signal for vital signs sensing based on radar sensor.《Sensor Networks》.2013,第13卷(第4期),

SI Amari等.Stability analysis of learning algorithms for blind source separation.《Neural Networks》.1997,第10卷(第8期),

审查员 王珊珊

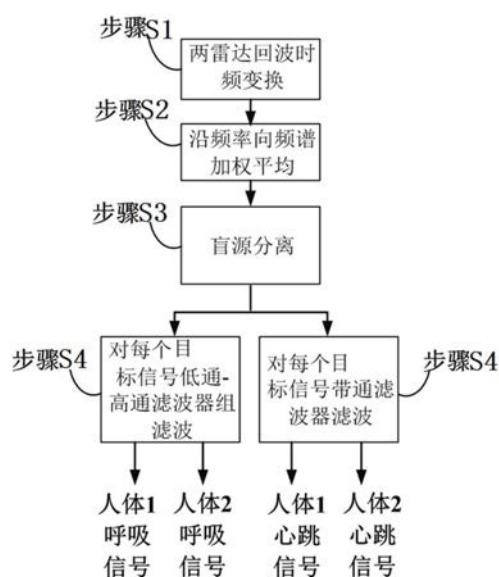
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离方法及装置

(57)摘要

本发明提供了一种基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离方法及装置,其中,所述方法包括:S1:通过对各生物雷达回波信号进行时频域分析,获得对应于各所述目标的生物雷达回波的时频分布信号;S2:基于所述时频分布信号获得各所述生物雷达回波的频谱质心曲线;S3:以各所述频谱质心曲线为观测信号,进行盲源分离操作获得对应各所述目标的微动变化信号;S4:对所述微动变化信号滤波,获得对应于各所述目标的呼吸时变信号和心跳时变信号。本发明能够对两个目标人体的生物雷达回波信号进行处理,以分离出对于各个目标的呼吸和心跳信号。



1. 一种基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离方法,其特征在于,所述方法基于盲源分离从双人目标的生物雷达回波信号中分离出对应于各目标的呼吸与心跳信号,所述方法包括以下步骤:

S1:通过对各生物雷达回波信号进行时频域分析,获得对应于各所述目标的生物雷达回波的时频分布信号;

S2:基于所述时频分布信号获得各所述生物雷达回波的频谱质心曲线;

S3:以各所述频谱质心曲线为观测信号,进行基于自然梯度的盲源分离操作获得对应各所述目标的微动变化信号;

S4:对所述微动变化信号滤波,获得对应于各所述目标的呼吸时变信号和心跳时变信号。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤S1中,通过对各所述生物雷达回波信号进行短时傅里叶变换处理,获得各所述时频分布信号。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤S2中,对所述时频分布信号沿频率向执行频谱加权平均操作,以获得各所述频谱质心曲线。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述步骤S2中按照以下公式对每个雷达回波的时频分布信号沿频率向进行频谱加权平均操作;

$$g_i(t) = \frac{\int_{F_1}^{F_2} f \times STFT_i(t, f) df}{\int_{F_1}^{F_2} STFT_i(t, f) df}, \quad i = 1, 2$$

其中, $STFT_i(t, f)$ 表示第 i 个雷达回波的短时傅里叶变换时频分布信号, t 表示时间, f 表示频率, 分子和分母中的积分区间 $[F_1, F_2]$ 表示该时频分布信号的频率起始和终止范围, $g_i(t)$ 表示沿频率向加权平均后得到的第 i 个雷达回波的频谱质心变化曲线, $i = 1$ 表示第 1 个生物雷达, $i = 2$ 表示第 2 个生物雷达。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤S3包括:

S31:建立 $Y(t) = WX(t)$ 的盲源分离模型,

其中, $X(t) = [g_1(t), g_2(t)]^T$ 表示观测信号矩阵, W 表示 2×2 阶分离矩阵, $Y(t) = [p_1(t), p_2(t)]^T$ 表示源信号矩阵估计值, $g_1(t)$ 和 $g_2(t)$ 分别为所述步骤S2中获得的所述雷达回波的频谱质心变化曲线, $p_1(t)$ 和 $p_2(t)$ 分别表示两个不同的源信号;

S32:基于自然梯度寻优对 $\hat{W}(t+1) = \hat{W}(t) + \mu(t)[I - f(Y)Y^T]\hat{W}(t)$ 迭代求解直到收敛到预设精度,以得到分离矩阵的估计值 $\hat{W}(t)$,

其中, $\mu(t)$ 是步长因子, t 表示时间, $f(Y) = [f_1(y_1), f_2(y_2), \dots, f_N(y_N)]^T$ 是非线性激活函数, I 表示单位矩阵向量, Y^T 表示源信号的估计值的转置;

S33:通过矩阵相乘运算 $Y(t) = \hat{W}(t)X(t)$ 的求解得到源信号矩阵估计值 $Y(t) = [p_1(t), p_2(t)]^T$, 从而得到盲源分离后的两个不同的源信号 $p_1(t)$ 和 $p_2(t)$, 以作为各所述目标的微动变化信号。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述步骤S4中获得所述呼吸时变信号的方法包括:对步骤S3中获得的对应于各目标的微动变化信号,通过低通-高通滤波方式滤波,

以获得到各所述目标的呼吸时变信号。

7. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述步骤S4中获得所述心跳时变信号的方法包括: 对步骤S3中获得的对应于各目标的微动变化信号, 进行带通滤波方式进行信号滤波操作, 以获得各所述目标的心跳时变信号。

8. 一种基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离装置, 其特征在于, 应用如权利要求1所述的基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离方法; 所述分离装置至少包括:

滤波单元, 配置为对所述微动变化信号滤波, 获得对应于各所述目标的呼吸时变信号和心跳时变信号。

9. 根据权利要求8所述的装置, 其特征在于, 所述滤波单元包括低通滤波器和高通滤波器。

10. 根据权利要求8所述的装置, 其特征在于, 所述滤波单元包括带通滤波器。

基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理领域,尤其涉及一种基于盲源分离的呼吸与心跳信号分离方法及装置。

背景技术

[0002] 人体的呼吸与心跳等生命参数是疾病诊断和人体健康状况监控的重点测量对象。目前,对呼吸和心跳生命参数的测量已从传统的心电图、呼吸带等接触式测量手段发展至基于生物雷达的非接触式探测方法。生物雷达发射微波或太赫兹波段的电磁波,其回波被人体呼吸、心跳等生命活动引起的体表微动所调制,回波信号被接收后经信号处理可实现呼吸与心跳等生命参数的实时精确测量。

[0003] 当前国内外研究的生物雷达多针对单人人体目标,而实际在家庭健康监护中,探测目标常常不仅局限在单个人,例如,对老年人夫妻睡眠时的呼吸和心跳情况进行实时监测和预警,若采用常规生物雷达的呼吸与心跳信号处理方法,则会由于两人的呼吸信号处于相近的频率且两人的心跳信号处于相近的频率而混合在一起,从而导致无法对每个人体目标的呼吸与心跳信号进行有效地分离。

发明内容

[0004] 本发明提供了一种能够对两个目标人体的生物雷达回波信号进行处理,以分离出对于各个目标的呼吸和心跳信号的基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离方法和装置。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明提供了如下的技术方案:

[0006] 一种基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离方法,其用于通过从双人目标的生物雷达回波信号中分离出对应于各目标的呼吸与心跳信号,所述方法包括以下步骤:

[0007] S1:通过对各生物雷达回波信号进行时频域分析,获得对应于各所述目标的生物雷达回波的时频分布信号;

[0008] S2:基于所述时频分布信号获得各所述生物雷达回波的频谱质心曲线;

[0009] S3:以各所述频谱质心曲线为观测信号,进行盲源分离操作获得对应各所述目标的微动变化信号;

[0010] S4:对所述微动变化信号滤波,获得对应于所述目标的呼吸时变信号和心跳时变信号。

[0011] 作为优选,所述步骤S1中,通过对各所述生物雷达回波信号进行短时傅里叶变换处理,获得各所述时频分布信号。

[0012] 作为优选,所述步骤S2中,对所述时频分布信号沿频率向执行频谱加权平均操作,以获得各所述频谱质心曲线。

[0013] 作为优选,所述步骤S2中按照以下公式对每个雷达回波的时频分布信号沿频率向进行频谱加权平均操作;

$$[0014] \quad g_i(t) = \frac{\int_{F_1}^{F_2} f \times STFT_i(t, f) df}{\int_{F_1}^{F_2} STFT_i(t, f) df}, \quad i = 1, 2$$

[0015] 其中, $STFT_i(t, f)$ 表示第 i 个雷达回波的短时傅里叶变换时频分布信号, t 表示时间, f 表示频率, 分子和分母中的积分区间 $[F_1, F_2]$ 表示该时频分布信号的频率起始和终止范围, $g_i(t)$ 表示沿频率向加权平均后得到的第 i 个雷达回波的频谱质心变化曲线, $i = 1$ 表示第 1 个生物雷达, $i = 2$ 表示第 2 个生物雷达。

[0016] 作为优选, 所述步骤 S3 包括:

[0017] S31: 建立 $Y(t) = WX(t)$ 的盲源分离模型,

[0018] 其中, $X(t) = [g_1(t), g_2(t)]^T$ 表示观测信号矩阵, W 表示 2×2 阶分离矩阵, $Y(t) = [p_1(t), p_2(t)]^T$ 表示源信号矩阵估计值, $g_1(t)$ 和 $g_2(t)$ 分别为所述步骤 S2 中获得的所述雷达回波的频谱质心变化曲线, $p_1(t)$ 和 $p_2(t)$ 分别表示两个不同的源信号;

[0019] S32: 基于自然梯度寻优对 $\hat{W}(t+1) = \hat{W}(t) + \mu(t)[I - f(Y)Y^T]\hat{W}(t)$ 迭代求解直到收敛到预设精度 η , 得到分离矩阵的估计值 $\hat{W}(t)$,

[0020] 其中, $\mu(t)$ 是步长因子, t 表示时间, $f(Y) = [f_1(y_1), f_2(y_2), \dots, f_N(y_N)]^T$ 是非线性激活函数, I 表示单位矩阵向量, Y^T 表示源信号的估计值的转置;

[0021] S33: 通过矩阵相乘运算 $Y(t) = \hat{W}(t)X(t)$ 的求解得到源信号矩阵估计值 $Y(t) = [p_1(t), p_2(t)]^T$, 从而得到盲源分离后的两个不同的源信号 $p_1(t)$ 和 $p_2(t)$, 作为各所述目标的微动变化信号。

[0022] 作为优选, 所述步骤 S4 中获得所述呼吸时变信号的方法包括: 对步骤 S3 中获得的对应于各目标的微动变化信号, 通过低通-高通滤波器组滤波, 以获得各所述目标的呼吸时变信号, 其中, 所述低通-高通滤波器组包括低通滤波器和高通滤波器。

[0023] 作为优选, 所述低通滤波器是具有通带截止频率为 0.6Hz、阻带截止频率为 0.9Hz、通带波纹为 0.1dB、阻带衰减为 80dB 的 9 阶无限冲激响应低通数字滤波器, 所述高通滤波器是具有通带截止频率为 0.15Hz、阻带截止频率为 0.02Hz、通带波纹为 0.1dB、阻带衰减为 80dB 的 4 阶无限冲激响应高通数字滤波器。

[0024] 作为优选, 所述步骤 S4 中获得所述心跳时变信号的方法包括: 对步骤 S3 中获得的对应于各目标的微动变化信号, 进行带通滤波器进行信号滤波操作, 以获得各所述目标的心跳时变信号。

[0025] 作为优选, 所述带通滤波器为具有上通带截止频率为 2.2Hz、上阻带截止频率为 2.5Hz、下通带截止频率为 0.7Hz、下阻带截止频率为 0.5Hz、通带波纹为 0.1dB、阻带衰减为 80dB 的 6 阶无限冲激响应带通数字滤波器。

[0026] 本发明还提供了一种基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离装置, 其应用如上所述的基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离方法, 至少包括滤波单元, 配置为对所述微动变化信号滤波, 获得对应于各所述目标的呼吸时变信号和心跳时变信号。其中, 滤波单元可以为低通-高通滤波器组或者带通滤波器。

[0027] 与现有技术相比, 本发明的有益效果在于:

[0028] (1)通过本发明技术方案,生物雷达一次测量的回波同时包含了两个人体目标的包括呼吸和心跳均在内的信号,与传统的心电图、呼吸带方式相比,不仅是非接触式的,而且更为高效;

[0029] (2)本发明技术方案使用盲源分离技术分离混合在一起的双人人体生命参数信号,解决了常规生物雷达只能探测单个人体目标生命参数的问题,更适合家庭健康监护。

附图说明

[0030] 图1为本发明实施例生物雷达测量双人呼吸与心跳示意图;

[0031] 图2为本发明实施例中的一种基于盲源分离的双人目标呼吸与心跳信号的分离方法的流程图;

[0032] 图3为本发明实施例中的获得微动变化信号的方法的流程图;

[0033] 图4为本发明实施例中的基于盲源分离的双人目标呼吸与心跳信号的分离装置的原理框图。

具体实施方式

[0034] 下面,结合附图对本发明的实施例进行详细的描述,但不作为本发明的限定。

[0035] 本发明所提供的基于盲源分离的双人目标呼吸与心跳信号的分离方法,为基于盲源分离(Blind Source Separation)实施的。在详细介绍本发明的实施方式的细节之前,先简单描述盲源分离的一些概念和步骤。

[0036] 盲源分离属于盲信号处理的一种,是指从传输信道未知或不可预测时,从观测到的混合信号中分离出信号源信号,实现对信号源的最佳估计。

[0037] 以列向量 $S(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_N(t)]^T$ 表示N个未知信号源的信号 $s_i(t)$, $i=1, 2, \dots, N$,以 $X(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_M(t)]^T$ 表示M个传感器获得的观测信号 $x_k(t)$, $k=1, 2, \dots, M$,为表达简便,暂忽略噪声影响,则观测模型可表达为矩阵形式

[0038] $X(t) = AS(t)$,

[0039] 其中,A表示 $M \times N$ 阶混合矩阵,盲源分离则是在A和 $S(t)$ 都未知的情况下,对 $X(t)$ 进行分离变换,得到 $S(t)$ 的估计值 $Y(t)$,如下式

[0040] $Y(t) = W X(t)$,

[0041] 其中,W表示 $N \times M$ 阶分离矩阵, $Y(t)$ 表示源信号的估计值。在信号源数据和传感器数据相同时,W是非奇异方阵,上式存在唯一解。假设信号源相互独立,利用一个独立性测度推导代价函数,再使用寻优算法使代价函数达到极值,则得到W的最优估计。

[0042] 一种基于信息论的盲源分离算法是使用盲源分离之后分离变量Y的联合概率密度函数 $p_Y(Y, W)$,以及其各个分量相互独立时的联合概率密度函数 $q(Y) = \prod_{i=1}^N p_i(y_i)$ 之间的Kullback-Leibler散度作为代价函数:

$$\begin{aligned}
R(\mathbf{Y}, \mathbf{W}) &= \int p_Y(\mathbf{Y}, \mathbf{W}) \log \frac{p_Y(\mathbf{Y}, \mathbf{W})}{q(\mathbf{Y})} \\
[0043] \quad &= \int p_Y(\mathbf{Y}, \mathbf{W}) \log \frac{p_Y(\mathbf{Y}, \mathbf{W})}{\prod_{i=1}^N p_i(y_i)} \\
&= -H(\mathbf{X}) - \log |\det \mathbf{W}| - \sum_{i=1}^N E[\log q_i(y_i)]
\end{aligned}$$

[0044] 其中, $H(\mathbf{X})$ 表示 $\mathbf{X}$ 的熵, 与代价函数优化无关, $\det$ 表示行列式计算算子, $E[\]$ 表示数学期望算子。为使上述代价函数最下化, 可使用最陡梯度寻优, Amari 等人在欧式空间中引入黎曼度量, 同时证明在欧式空间中最陡下降方向是黎曼梯度的方向, 这样, 分离矩阵 $\mathbf{W}$ 的变化量为

$$\begin{aligned}
[0045] \quad \Delta \mathbf{W} &= -\mu \nabla \frac{\partial R(\mathbf{Y}, \mathbf{W})}{\partial \mathbf{W}} \\
&= -\mu [I - f(\mathbf{Y}) \mathbf{Y}^T] \mathbf{W}
\end{aligned}$$

[0046] 其中, $f(\mathbf{Y}) = [f_1(y_1), f_2(y_2), \dots, f_N(y_N)]^T$ 是非线性激活函数, 其第 i 个分量 $f_i(y_i)$ 在信号源为亚高斯分布时通常选为 $f_i(y_i) = y_i^3$ 。因此, 分离矩阵 $\mathbf{W}$ 的在线估计值为

$$[0047] \quad \hat{\mathbf{W}}(t+1) = \hat{\mathbf{W}}(t) + \mu(t) [I - f(\mathbf{Y}) \mathbf{Y}^T] \hat{\mathbf{W}}(t)$$

[0048] 其中, $\mu(t)$ 是步长因子, 可在迭代过程中调整。

[0049] 下面, 对本发明实施例进行说明; 图1为本发明实施例的生物雷达测量双人呼吸与心跳示意图。两生物雷达工作在不同的工作频率以保持频率分集和相互独立, 两生物雷达的发射和接收天线波束照射相同的双人人体目标。由于人体呼吸及心跳微动均是近周期的变化, 呼吸通过胸腔的收缩和扩张完成, 可以近似为正弦波振动模型, 心跳信号类似心电图信号一样, 可近似为脉冲模型。由于两人的呼吸信号处于相近的频率且两人的心跳信号处于相近的频率而混合在一起, 从而导致无法对每个人体目标的呼吸与心跳信号进行有效地分离。本发明实施例可以根据盲源分离原理, 对双人信号进行有效地分离, 需要两部生物雷达作为传感器共同工作, 记两部雷达分别为雷达1和雷达2, 其工作频率分别为 f_1 和 f_2 (分别对应波长 λ_1 和 λ_2), 两个人体目标分别为人体1和人体2, 两人体相距较近, 可认为两人体目标距雷达1距离相同, 均为 R_1 , 两人体目标距雷达2距离也相同, 均为 R_2 , 则雷达1和雷达2对双人目标的回波经正交解调后分别为

[0050]

$$s_1(t) = A_1 e^{-j \frac{4\pi R_1}{\lambda_1}} e^{-j \frac{4\pi [a_1 \cos(2\pi f_{b1}t)]}{\lambda_1}} e^{-j \frac{4\pi [a_2 \delta(2\pi f_{h1}t)]}{\lambda_1}} e^{-j \frac{4\pi [b_1 \cos(2\pi f_{b2}t)]}{\lambda_1}} e^{-j \frac{4\pi [b_2 \delta(2\pi f_{h2}t)]}{\lambda_1}}$$

[0051] 和

[0052]

$$s_2(t) = A_2 e^{-j \frac{4\pi R_2}{\lambda_2}} e^{-j \frac{4\pi [a_1 \cos(2\pi f_{b1}t)]}{\lambda_2}} e^{-j \frac{4\pi [a_2 \delta(2\pi f_{h1}t)]}{\lambda_2}} e^{-j \frac{4\pi [b_1 \cos(2\pi f_{b2}t)]}{\lambda_2}} e^{-j \frac{4\pi [b_2 \delta(2\pi f_{h2}t)]}{\lambda_2}}$$

[0053] 其中 A_1 和 A_2 分别为两雷达回波信号幅度, a_1 和 a_2 分别为人体1的呼吸起伏和心跳振

动幅度, f_{b1} 和 f_{h1} 分别为人体1的呼吸起伏和心跳振动的频率, b_1 和 b_2 分别为人体2的呼吸起伏和心跳振动幅度, f_{b2} 和 f_{h2} 分别为人体2的呼吸起伏和心跳振动的频率, $a \cos(2\pi \hat{f}_b t)$ 表示基于正弦波模型的以 a 为幅度、 $\hat{f}_b$ 为频率的呼吸运动, $b\delta(2\pi \hat{f}_h t)$ 表示基于脉冲振动模型的以 b 为幅度、 $\hat{f}_h$ 为频率的心跳振动。则双人呼吸与心跳信号分离就是从上述解调后雷达1和雷达2的回波中分离出每个人各自的呼吸信号与心跳信号, 为后续每人的呼吸信号与心跳信号处理与分析做准备。

[0054] 图2为本发明实施例的双人目标的呼吸与心跳信号分离方法的流程图。该方法可以包括以下步骤:

[0055] S1:对于同时照射双人目标的两部生物雷达回波进行时域分析, 以获得对应于各目标的生物雷达回波的时频分布信号; 优选的, 本实施例中可以对各生物雷达回波信号采用短时傅里叶变换时频分析, 以得到两个回波的时频分布信号;

[0056] S2:对于步骤S1中得到每个雷达回波的时频分布信号沿频率向进行频谱加权平均操作, 得到该时频分布的频谱质心变化曲线, 本实施例中共得到两个雷达回波的频谱质心曲线;

[0057] 其中, 按照下式对每个雷达回波的时频分布信号沿频率向进行频谱加权平均操作;

$$[0058] \quad g_i(t) = \frac{\int_{F_1}^{F_2} f \times STFT_i(t, f) df}{\int_{F_1}^{F_2} STFT_i(t, f) df}, \quad i = 1, 2$$

[0059] 其中, $STFT_i(t, f)$ 表示第 i 个雷达回波的短时傅里叶变换时频分布信号, t 表示时间, f 表示频率, 分子和分母中的积分区间 $[F_1, F_2]$ 表示该时频分布信号的频率起始和终止范围, $g_i(t)$ 表示沿频率向加权平均后得到的第 i 个雷达回波的频谱质心变化曲线, $i=1$ 表示第1个生物雷达, $i=2$ 表示第2个生物雷达;

[0060] S3:以步骤S2得到的两个雷达回波的频谱质心曲线为观测信号, 进行盲源分离操作, 分离得到不同人体目标各自的微动变化信号; 其中, 可以进行基于自然梯度的盲源分离操作。

[0061] S4:对步骤S3中获得的微动变化信号滤波, 获得对应于各所述目标的呼吸时变信号和心跳时变信号。

[0062] 通过上述实施例, 本发明提供了一种基于盲源分离的生物雷达双人呼吸与心跳信号分离方法, 可分离混合在一起的双人人体呼吸与心跳生命参数信号, 解决了常规生物雷达只能探测单个人体目标生命参数的问题。

[0063] 另外, 如图3所示为本发明实施例中的获得微动变化信号的方法的流程图, 即本实施例中的步骤S3可以包括以下步骤:

[0064] S31:建立 $Y(t) = WX(t)$ 的盲源分离模型,

[0065] 其中, $X(t) = [g_1(t), g_2(t)]^T$ 表示观测信号矩阵, W 表示 2×2 阶分离矩阵, $Y(t) = [p_1(t), p_2(t)]^T$ 表示源信号矩阵估计值, $g_1(t)$ 和 $g_2(t)$ 分别为所述步骤S2中获得的所述雷达回波的频谱质心变化曲线, $p_1(t)$ 和 $p_2(t)$ 分别表示两个不同的源信号;

[0066] S32:基于自然梯度寻优对 $\hat{\mathbf{W}}(t+1) = \hat{\mathbf{W}}(t) + \mu(t)[I - f(\mathbf{Y})\mathbf{Y}^T]\hat{\mathbf{W}}(t)$ 迭代求解直到收敛到预设精度 η ,得到分离矩阵的估计值 $\hat{\mathbf{W}}(t)$,

[0067] 其中, $\mu(t)$ 是步长因子, t 表示时间, $f(\mathbf{Y}) = [f_1(y_1), f_2(y_2), \dots, f_N(y_N)]^T$ 是非线性激活函数, I 表示单位矩阵向量, $\mathbf{Y}^T$ 表示源信号的估计值的转置;

[0068] S33:通过矩阵相乘运算 $\mathbf{Y}(t) = \hat{\mathbf{W}}(t)\mathbf{X}(t)$ 的求解得到源信号矩阵估计值 $\mathbf{Y}(t) = [p_1(t), p_2(t)]^T$,从而得到盲源分离后的两个不同的源信号 $p_1(t)$ 和 $p_2(t)$,作为各所述目标的微动变化信号。

[0069] 通过上述可以获得对于各目标的微动变化信号,以便执行下述的滤波操作。

[0070] 进一步的,本发明的步骤S4中获得呼吸时变信号的方法包括:对步骤S3中获得的对应于各目标的微动变化信号,通过低通-高通滤波器组滤波,以获得到各所述目标的呼吸时变信号,其中,所述低通-高通滤波器组包括低通滤波器和高通滤波器。

[0071] 其中,低通滤波器是具有通带截止频率为0.6Hz、阻带截止频率为0.9Hz、通带波纹为0.1dB、阻带衰减为80dB的9阶无限冲激响应低通数字滤波器,所述高通滤波器是具有通带截止频率为0.15Hz、阻带截止频率为0.02Hz、通带波纹为0.1dB、阻带衰减为80dB的4阶无限冲激响应高通数字滤波器。

[0072] 另外,所述步骤S4中获得心跳时变信号的方法包括:对步骤S3中获得的对应于各目标的微动变化信号,进行带通滤波器进行信号滤波操作,以获得各所述目标的心跳时变信号。

[0073] 其中,所述带通滤波器为具有上通带截止频率为2.2Hz、上阻带截止频率为2.5Hz、下通带截止频率为0.7Hz、下阻带截止频率为0.5Hz、通带波纹为0.1dB、阻带衰减为80dB的6阶无限冲激响应带通数字滤波器。

[0074] 另外,如图4所示,为本发明实施例中双人目标的呼吸和心跳信号的分离装置的原理结构图;其中可以应用上述的方法,本发明的装置可以包括:分析单元100、加权单元200、分离单元300和滤波单元400。

[0075] 分析单元100,其接收对应于各目标的雷达回波信号,并通过对各生物雷达回波信号进行时频域分析,获得对应于各所述目标的生物雷达回波的时频分布信号;本实施例中可以对各生物雷达回波信号采用短时傅里叶变换时频分析,以得到两个回波的时频分布信号。

[0076] 加权单元200,其可以基于分析单元100得到的时频分布信号获得各所述生物雷达回波的频谱质心曲线;其中,按照下式对每个雷达回波的时频分布信号沿频率向进行频谱加权平均操作;

$$[0077] \quad g_i(t) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f \times STFT_i(t, f) df}{STFT_i(t, f)}, \quad i = 1, 2$$

[0078] 其中 $STFT_i(t, f)$ 表示第 i 个雷达回波的短时傅里叶变换时频分布信号, t 表示时间, f 表示频率, $g_i(t)$ 表示沿频率向加权平均后得到的第 i 个雷达回波的频谱质心变化曲线, $i=1$ 表示第1个生物雷达, $i=2$ 表示第2个生物雷达。

[0079] 分离单元300,其配置为以各所述频谱质心曲线为观测信号,进行盲源分离操作获

得对应各所述目标的微动变化信号,具体可以加权单元200得到的两个雷达回波的频谱质心曲线为观测信号,进行盲源分离操作,分离得到不同人体目标各自的微动变化信号;其中,可以进行基于自然梯度的盲源分离操作。

[0080] 本实施例中的分离单元300可以进一步的包括:建立 $Y(t) = WX(t)$ 的盲源分离模型的建模模块,其中, $X(t) = [g_1(t), g_2(t)]^T$ 表示观测信号矩阵, W 表示 2×2 阶分离矩阵, $Y(t) = [p_1(t), p_2(t)]^T$ 表示源信号矩阵估计值, $g_1(t)$ 和 $g_2(t)$ 分别为所述步骤S2中获得的所述雷达回波的频谱质心变化曲线, $p_1(t)$ 和 $p_2(t)$ 分别表示两个不同的源信号;估计模块,其基于自然梯度寻优对 $\hat{W}(t+1) = \hat{W}(t) + \mu(t)[I - f(Y)Y^T]\hat{W}(t)$ 迭代求解直到收敛到预设精度 η ,得到分离矩阵的估计值 $\hat{W}(t)$;以及运算模块,其通过矩阵相乘运算 $Y(t) = \hat{W}(t)X(t)$ 的求解得到源信号矩阵估计值 $Y(t) = [p_1(t), p_2(t)]^T$,从而得到盲源分离后的两个不同的源信号 $p_1(t)$ 和 $p_2(t)$,作为各所述目标的微动变化信号。

[0081] 滤波单元400对所述微动变化信号滤波,获得对应于所述目标的呼吸时变信号和心跳时变信号。

[0082] 其中,本发明的滤波单元400包括:低通-高通滤波器组和带通滤波器,其中通过低通-高通滤波器组对分离单元300获得的对应于各目标的微动变化信号进行滤波,以获得到各所述目标的呼吸时变信号,其中,所述低通-高通滤波器组包括低通滤波器和高通滤波器。

[0083] 其中,低通滤波器是具有通带截止频率为0.6Hz、阻带截止频率为0.9Hz、通带波纹为0.1dB、阻带衰减为80dB的9阶无限冲激响应低通数字滤波器,所述高通滤波器是具有通带截止频率为0.15Hz、阻带截止频率为0.02Hz、通带波纹为0.1dB、阻带衰减为80dB的4阶无限冲激响应高通数字滤波器。

[0084] 另外,带通滤波器对分离单元300中获得的对应于各目标的微动变化信号进行滤波操作,以获得各所述目标的心跳时变信号。

[0085] 其中,所述带通滤波器为具有上通带截止频率为2.2Hz、上阻带截止频率为2.5Hz、下通带截止频率为0.7Hz、下阻带截止频率为0.5Hz、通带波纹为0.1dB、阻带衰减为80dB的6阶无限冲激响应带通数字滤波器。

[0086] 综上所述,通过本发明技术方案,生物雷达一次测量的回波同时包含了两个人体目标的包括呼吸和心跳均在内的信号,与传统的心电图、呼吸带方式相比,不仅是非接触式的,而且更为高效;另外,本发明技术方案使用盲源分离技术分离混合在一起的双人人体生命参数信号,解决了常规生物雷达只能探测单个人体目标生命参数的问题,更适合家庭健康监护。

[0087] 以上所述的具体实施例,对本发明的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本发明的具体实施例而已,并不用于限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

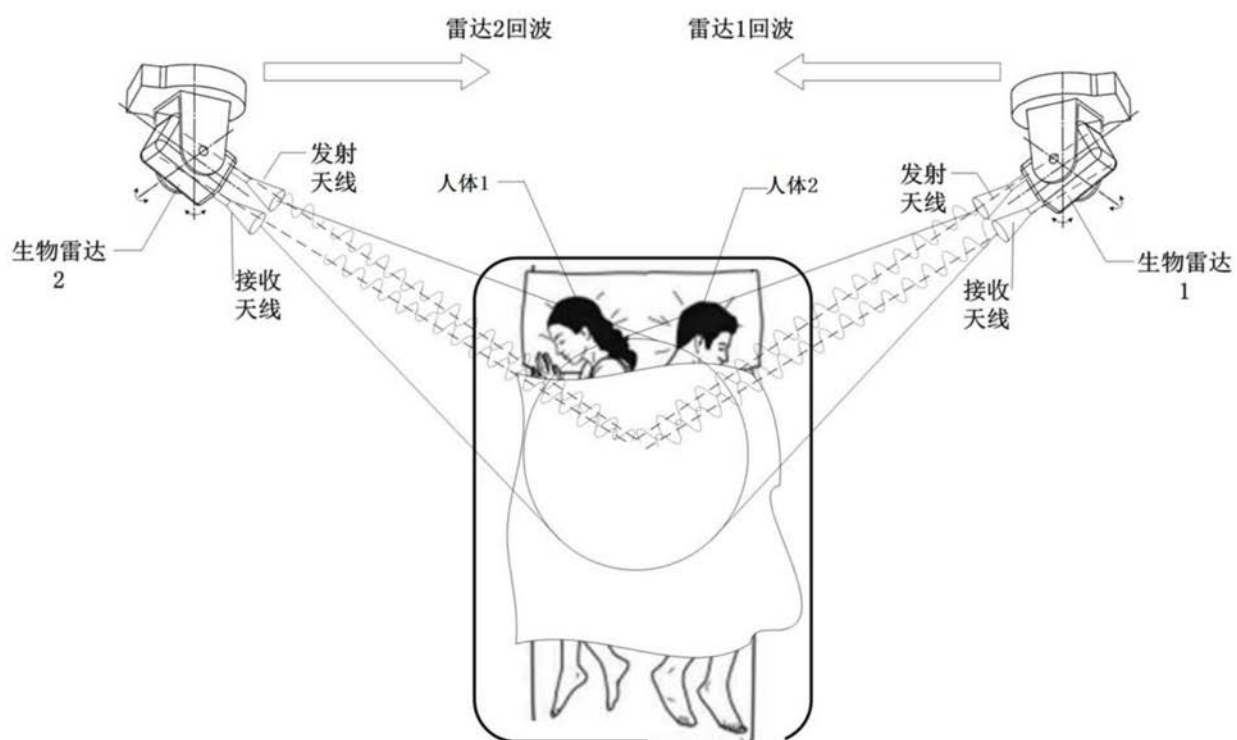


图1

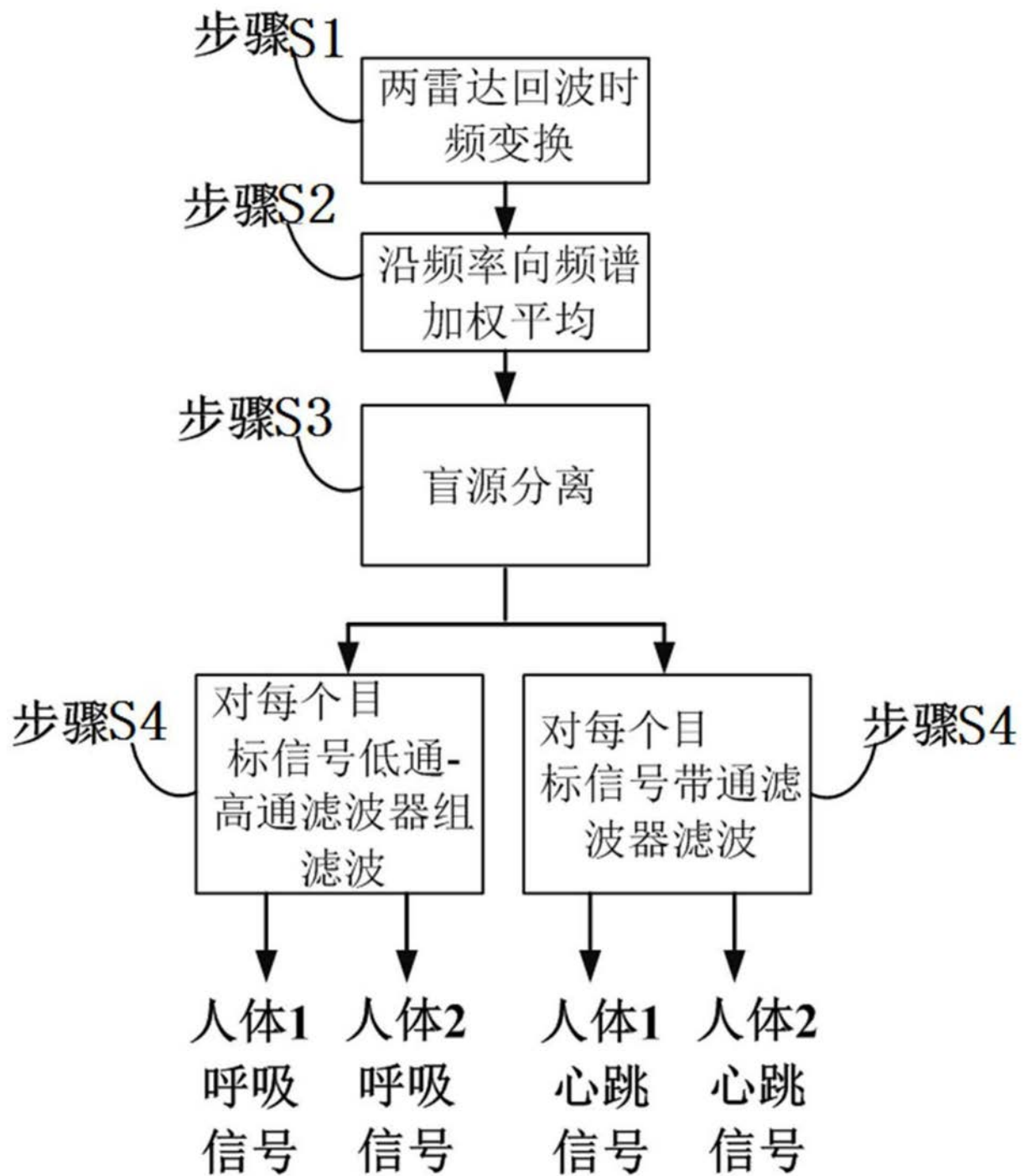


图2

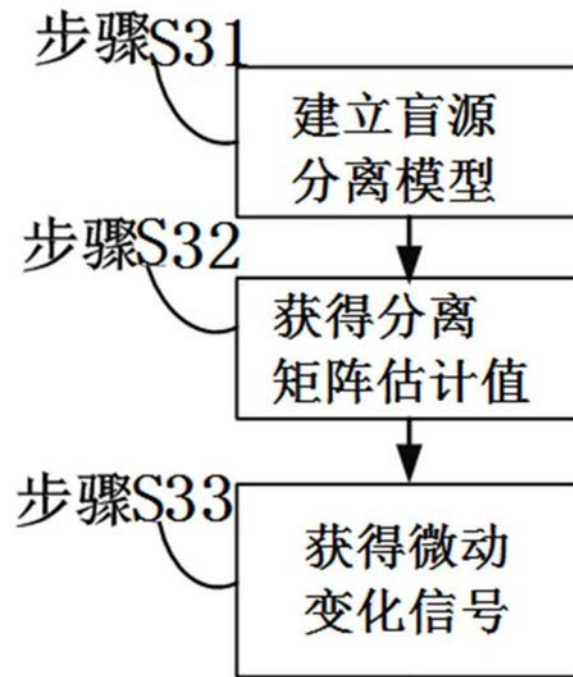


图3

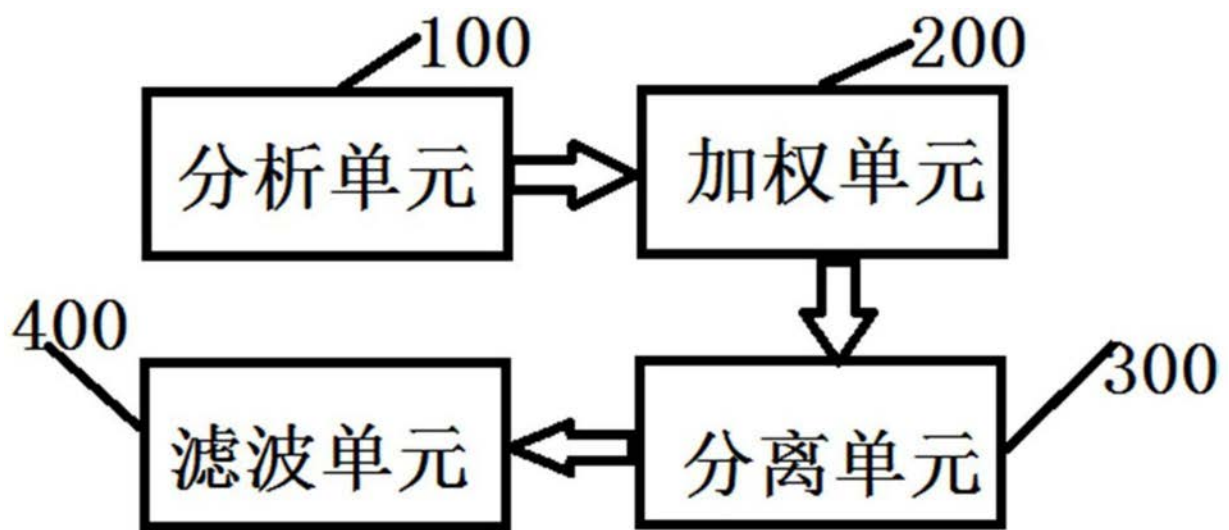


图4

专利名称(译)	基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离方法及装置		
公开(公告)号	CN105962914B	公开(公告)日	2019-08-27
申请号	CN201610350383.4	申请日	2016-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	北京千安哲信息技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	北京千安哲信息技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	北京千安哲信息技术有限公司		
[标]发明人	黄亦谦		
发明人	黄亦谦		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00		
代理人(译)	黄威 喻嵘		
审查员(译)	王珊珊		
其他公开文献	CN105962914A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种基于盲源分离的呼吸与心跳信号的分离方法及装置，其中，所述方法包括：S1：通过对各生物雷达回波信号进行时频域分析，获得对应于各所述目标的生物雷达回波的时频分布信号；S2：基于所述时频分布信号获得各所述生物雷达回波的频谱质心曲线；S3：以各所述频谱质心曲线为观测信号，进行盲源分离操作获得对应各所述目标的微动变化信号；S4：对所述微动变化信号滤波，获得对应于各所述目标的呼吸时变信号和心跳时变信号。本发明能够对两个目标人体的生物雷达回波信号进行处理，以分离出对于各个目标的呼吸和心跳信号。

