



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106725486 B

(45)授权公告日 2017. 11. 14

(21)申请号 201610786585.3

审查员 杨静萱

(22)申请日 2016.08.30

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106725486 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(73)专利权人 南京理工大学

地址 210094 江苏省南京市孝陵卫200号

(72)发明人 洪弘 张青雨 缪冬玉 李慧

王芳 顾陈 李彧晟 朱晓华

(74)专利代理机构 南京理工大学专利中心

32203

代理人 马鲁晋

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54)发明名称

基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方

法

(57)摘要

本发明公开了一种基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方法,包括以下步骤:步骤1、用呼吸模式监测雷达采集信号,将测得的心跳、呼吸的混合信号进行解调,得到呼吸信号,并对呼吸信号进行低通滤波,得到去除杂波干扰后的呼吸信号;步骤2、截取30秒去除杂波干扰后的呼吸信号,并进行特征提取,得出能够区分不同呼吸模式呼吸信号的特征参数;步骤3、确定不同呼吸模式和特征参数之间的映射关系;步骤4、根据步骤3的映射关系,判决呼吸模式监测雷达获取的呼吸信号属于何种呼吸模式。本发明方法有效可行,性能可靠,可以准确地判决呼吸的模式。



1. 一种基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1、用呼吸模式监测雷达采集信号,将测得的心跳、呼吸的混合信号进行解调,得到呼吸信号,并对呼吸信号进行低通滤波,得到去除杂波干扰后的呼吸信号;

步骤2、截取30秒去除杂波干扰后的呼吸信号,并进行特征提取,得出能够区分不同呼吸模式呼吸信号的特征参数,具体为:

步骤2-1、提取呼吸信号上包络方差 $\max_var$,具体为:设门限值0.049,将大于该门限的呼吸信号的上升沿峰值提取出来,对得到的呼吸信号的上升沿峰值向量求方差,得到呼吸信号上包络方差 $\max_var$;

步骤2-2、提取呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var ,具体为:对呼吸信号进行希尔伯特变换并进行平滑,得到呼吸信号的瞬时频率向量,再对该向量求方差,得到呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var ;

步骤2-3、提取呼吸信号瞬时频率平均值 ins_f_av ,具体为:对步骤2-2得到的呼吸信号的瞬时频率向量取平均,得到呼吸信号瞬时频率平均值 ins_f_av ;

步骤2-4、提取呼吸信号短时过零率最小值 cross_ze_min ,具体为:由如下公式:

$$\text{cross_ze_min} = \frac{1}{2} \sum_{n=0}^{N-1} |\text{sgn}[x(n)] - \text{sgn}[x(n-1)]|$$

得到呼吸信号短时过零率最小值 cross_ze_min ,式中, $x(n)$ 是预处理后的呼吸信号, N 是窗内的采样点数;

步骤3、确定不同呼吸模式和特征参数之间的映射关系;

步骤4、根据步骤3的映射关系,判决呼吸模式监测雷达获取的呼吸信号属于何种呼吸模式。

2. 根据权利要求1所述的基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方法,其特征在于,步骤3确定不同呼吸模式和特征参数之间的映射关系为:

A、正常呼吸:呼吸信号上包络方差 Max_var 小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var 小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率平均值 ins_f_av 在0.2到0.33之间,短时过零率最小值 cross_ze_min 值为非0值;

B、潮式呼吸:呼吸信号上包络方差 Max_var 大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var 大于 10^{-4} 量级,短时过零率最小值 cross_ze_min 值为0;

C、潮式变体呼吸:呼吸信号上包络方差 Max_var 大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var 小于等于 10^{-4} 量级,短时过零率最小值 cross_ze_min 值为非0值;

D、节律障碍型呼吸:呼吸信号上包络方差 Max_var 大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var 大,短时过零率最小值 cross_ze_min 值为非0值;

E、库玛式呼吸:呼吸信号上包络方差 Max_var 小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var 小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率平均值 ins_f_av 大于0.33,短时过零率最小值 cross_ze_min 值为非0值。

基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方法

技术领域

[0001] 本发明属于雷达领域,特别是一种基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方法。

背景技术

[0002] 呼吸是反映人身体状况的重要信号之一。

[0003] 传统的呼吸监测方法是接触式监测。接触式监测所使用的电极会使被监测者感到束缚和不适,这将影响被监测者的生理特征,会对监测结果产生干扰。并且监测式监测无法直接接触一些患者,会使应用范围受到限制,例如:接触式呼吸监测无法对大面积烧伤病人、传感病患者、皮肤病患者、刚出生的婴儿进行监测。此外,监测式监测在每次监测之前,需要专业的医护人员做将近一个小时的准备,操作繁琐,这将耗费一定的人力和财力,且不能实现呼吸的长时间监测。

[0004] 因此,目前急需一种非接触式的呼吸模式监测方法,但是现有技术中尚无相关描述。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于针对接触式呼吸监测存在的不足,提供一种基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方法。

[0006] 实现本发明目的的技术解决方案为:一种基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方法,包括以下步骤:

[0007] 步骤1、用呼吸模式监测雷达采集信号,将测得的心跳、呼吸的混合信号进行解调,得到呼吸信号,并对呼吸信号进行低通滤波,得到去除杂波干扰后的呼吸信号;

[0008] 步骤2、截取30秒去除杂波干扰后的呼吸信号,并进行特征提取,得出能够区分不同呼吸模式呼吸信号的特征参数;具体为:

[0009] 步骤2-1、提取呼吸信号上包络方差 $\max_var$,具体为:设门限值0.049,将大于该门限的呼吸信号的上升沿峰值提取出来,对得到的呼吸信号的上升沿峰值向量求方差,得到呼吸信号上包络方差 $\max_var$;

[0010] 步骤2-2、提取呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var ,具体为:对呼吸信号进行希尔伯特变换并进行平滑,得到呼吸信号的瞬时频率向量,再对该向量求方差,得到呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var ;

[0011] 步骤2-3、提取呼吸信号瞬时频率平均值 ins_f_av ,具体为:对步骤2-2得到的呼吸信号的瞬时频率向量取平均,得到呼吸信号瞬时频率平均值 ins_f_av ;

[0012] 步骤2-4、提取呼吸信号短时过零率最小值 cross_ze_min ,具体为:由如下公式:

$$[0013] \quad \text{cross_ze_min} = \frac{1}{2} \sum_{n=0}^{N-1} |\text{sgn}[x(n)] - \text{sgn}[x(n-1)]|$$

[0014] 得到呼吸信号短时过零率最小值 cross_ze_min ,式中, $x(n)$ 是预处理后的呼吸信号, N 是窗内的采样点数。若设窗长为4秒,采样频率为100,则窗内的采样点数为400。

[0015] 步骤3、确定不同呼吸模式和特征参数之间的映射关系;具体为:

[0016] A、正常呼吸:呼吸信号上包络方差Max_var小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差ins_f_var小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率平均值ins_f_av在0.2到0.33之间,短时过零率最小值cross_ze_min值为非0值;

[0017] B、潮式呼吸:呼吸信号上包络方差Max_var大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差ins_f_var大于 10^{-4} 量级,短时过零率最小值cross_ze_min值为0;

[0018] C、潮式变体呼吸:呼吸信号上包络方差Max_var大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差ins_f_var小于等于 10^{-4} 量级,短时过零率最小值cross_ze_min值为非0值;

[0019] D、节律障碍型呼吸:呼吸信号上包络方差Max_var大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差ins_f_var大,短时过零率最小值cross_ze_min值为非0值;

[0020] E、库玛式呼吸:呼吸信号上包络方差Max_var小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差ins_f_var小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率平均值ins_f_av大于0.33,短时过零率最小值cross_ze_min值为非0值。

[0021] 步骤4、根据步骤3的映射关系,判决呼吸模式监测雷达获取的呼吸信号属于何种呼吸模式。

[0022] 本发明与现有技术相比,其显著优点在于:1) 本发明利用呼吸模式监测雷达可以实现呼吸的非接触式监测,它能够穿透衣物与被褥等障碍物,与传统的接触式监测相比,操作更便利,能减少人体的不适感,并且可以克服很多的局限性。2) 监测了多种常见的呼吸模式,并选择了合适的特征参数,分析得到呼吸模式和这些特征参数之间的映射关系。于是,根据未知呼吸信号的特征参数,便能判决它属于何种呼吸模式。3) 方法简单有效,性能可靠,便于实施。

[0023] 下面结合说明书附图对本发明做进一步描述。

附图说明

[0024] 图1为本发明实现呼吸模式判决的步骤框图。

[0025] 图2为正常呼吸的时域波形图。

[0026] 图3为潮式呼吸的时域波形图。

[0027] 图4为潮式变体呼吸的时域波形图。

[0028] 图5为节律障碍型呼吸的时域波形图。

[0029] 图6为库玛式呼吸的时域波形图。

具体实施方式

[0030] 一种基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方法,包括以下步骤:

[0031] 步骤1、用呼吸模式监测雷达采集信号,将测得的心跳、呼吸的混合信号进行解调,得到呼吸信号,并对呼吸信号进行低通滤波,得到去除杂波干扰后的呼吸信号;

[0032] 步骤2、截取30秒去除杂波干扰后的呼吸信号,并进行特征提取,得出能够区分不同呼吸模式呼吸信号的特征参数;具体为:

[0033] 步骤2-1、提取呼吸信号上包络方差max_var,具体为:设门限值0.049,将大于该门限的呼吸信号的上升沿峰值提取出来,对得到的呼吸信号的上升沿峰值向量求方差,得到

呼吸信号上包络方差 $\max_var$;

[0034] 步骤2-2、提取呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var ,具体为:对呼吸信号进行希尔伯特变换并进行平滑,得到呼吸信号的瞬时频率向量,再对该向量求方差,得到呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var ;

[0035] 步骤2-3、提取呼吸信号瞬时频率平均值 ins_f_av ,具体为:对步骤2-2得到的呼吸信号的瞬时频率向量取平均,得到呼吸信号瞬时频率平均值 ins_f_av ;

[0036] 步骤2-4、提取呼吸信号短时过零率最小值 cross_ze_min ,具体为:由如下公式:

$$[0037] \quad \text{cross_ze_min} = \frac{1}{2} \sum_{n=0}^{N-1} |\text{sgn}[x(n)] - \text{sgn}[x(n-1)]|$$

[0038] 得到呼吸信号短时过零率最小值 cross_ze_min ,式中, $x(n)$ 是预处理后的呼吸信号, N 是窗内的采样点数。

[0039] 步骤3、确定不同呼吸模式和特征参数之间的映射关系;具体为:

[0040] A、正常呼吸:呼吸信号上包络方差 Max_var 小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var 小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率平均值 ins_f_av 在0.2到0.33之间,短时过零率最小值 cross_ze_min 值为非0值;

[0041] B、潮式呼吸:呼吸信号上包络方差 Max_var 大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var 大于 10^{-4} 量级,短时过零率最小值 cross_ze_min 值为0;

[0042] C、潮式变体呼吸:呼吸信号上包络方差 Max_var 大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var 小于等于 10^{-4} 量级,短时过零率最小值 cross_ze_min 值为非0值;

[0043] D、节律障碍型呼吸:呼吸信号上包络方差 Max_var 大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var 大,短时过零率最小值 cross_ze_min 值为非0值;

[0044] E、库玛式呼吸:呼吸信号上包络方差 Max_var 小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差 ins_f_var 小于等于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率平均值 ins_f_av 大于0.33,短时过零率最小值 cross_ze_min 值为非0值。

[0045] 步骤4、根据步骤3的映射关系,判决呼吸模式监测雷达获取的呼吸信号属于何种呼吸模式。

[0046] 本发明利用呼吸模式监测雷达可以实现呼吸的非接触式监测,它能够穿透衣物与被褥等障碍物,与传统的接触式监测相比,操作更便利,能减少人体的不适感,并且可以克服很多的局限性。

[0047] 下面进行更详细的描述。

[0048] 结合图1,本发明的基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决的步骤如下:

[0049] 步骤1:用呼吸模式监测雷达采集信号,将测得的心跳、呼吸的混合信号进行解调,得到常见呼吸模式的呼吸信号,并进行低通滤波,得到去除杂波干扰后的呼吸信号;

[0050] 步骤2:截取去除杂波干扰后的呼吸信号的其中30秒,并进行特征提取,得到一系列能够区分不同呼吸模式呼吸信号的特征参数;

[0051] 步骤3:分析并得到不同呼吸模式和特征参数之间的映射关系;

[0052] 步骤4:根据映射关系,判决未知呼吸模式监测雷达获取的呼吸信号属于何种呼吸模式。

[0053] 结合图2,成年人在平静时的正常呼吸为12-20次/分钟。

[0054] 结合图3,潮式呼吸的特点是呼吸逐渐增强,逐渐减弱,接着一段呼吸暂停,构成一个周期。

[0055] 结合图4,潮式变体呼吸,类似潮式呼吸,区别在于接着不是呼吸暂停,而是略微变化(防窒息模式)。

[0056] 结合图5,节律障碍型呼吸的特点是节律、速度、幅度都是没有节奏地变化。

[0057] 结合图6,库玛式呼吸的特点是呼吸频率快。

[0058] 下面结合实施例对本发明做进一步的描述。

[0059] 实施例

[0060] 结合表1,用呼吸模式监测雷达采集5个呼吸信号,列出这5个信号的特征参数,参考权利3中的呼吸模式和特征参数的映射关系,可以判决这5个信号属于何种呼吸模式。

[0061] 表1

[0062]

呼吸信号	Max_var	ins_f_var	ins_f_av	cross_ze_min
信号1	0.000722	0.000122	0.617	4
信号2	0.00634	0.00941	0.402	2
信号3	0.0158	0.000112	0.585	4
信号4	0.000287	0.000234	0.246	2
信号5	0.0489	0.00984	0.330	0

[0063] 信号1的呼吸信号上包络方差Max_var是 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差ins_f_var是 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率平均值ins_f_av大于0.33,短时过零率最小值cross_ze_min值为非0值。由此得出结论:信号1是库玛式呼吸。

[0064] 信号2的呼吸信号上包络方差Max_var大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差ins_f_var大于 10^{-4} 量级,短时过零率最小值cross_ze_min值为非0值。由此得出结论:信号2是节律障碍型呼吸。

[0065] 信号3的呼吸信号上包络方差Max_var大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差ins_f_var是 10^{-4} 量级,短时过零率最小值cross_ze_min值为非0值。由此得出结论:信号3是潮式变体呼吸。

[0066] 信号4的呼吸信号上包络方差Max_var是 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差ins_f_var是 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率平均值ins_f_av在0.2到0.33之间,短时过零率最小值cross_ze_min值为非0值。由此得出结论:信号4是正常呼吸。

[0067] 信号5的呼吸信号上包络方差Max_var大于 10^{-4} 量级,呼吸信号瞬时频率方差ins_f_var大于 10^{-4} 量级,短时过零率最小值cross_ze_min值为0。由此得出结论:信号5是潮式呼吸。

[0068] 由上可知,本发明的方法简单有效,性能可靠,便于实施。

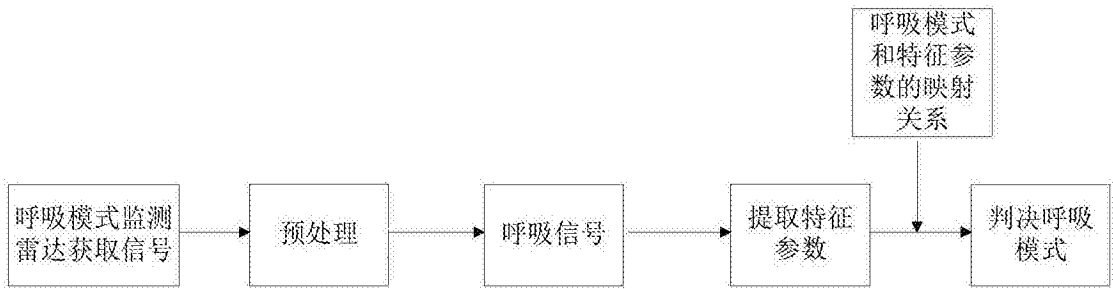


图1

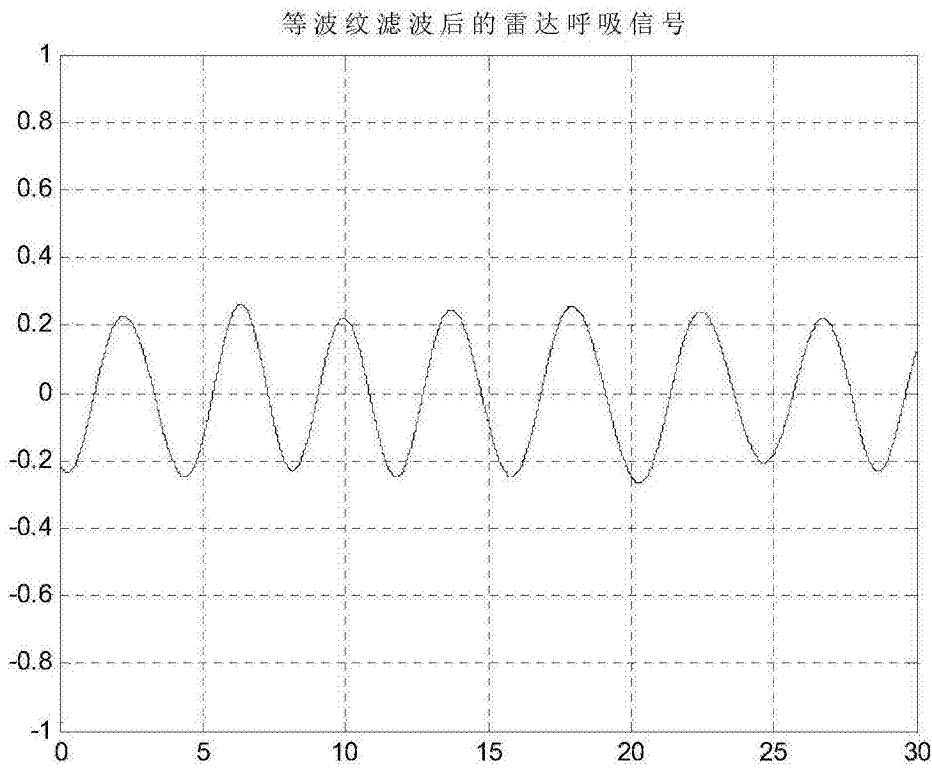


图2

等波纹滤波后的雷达呼吸信号

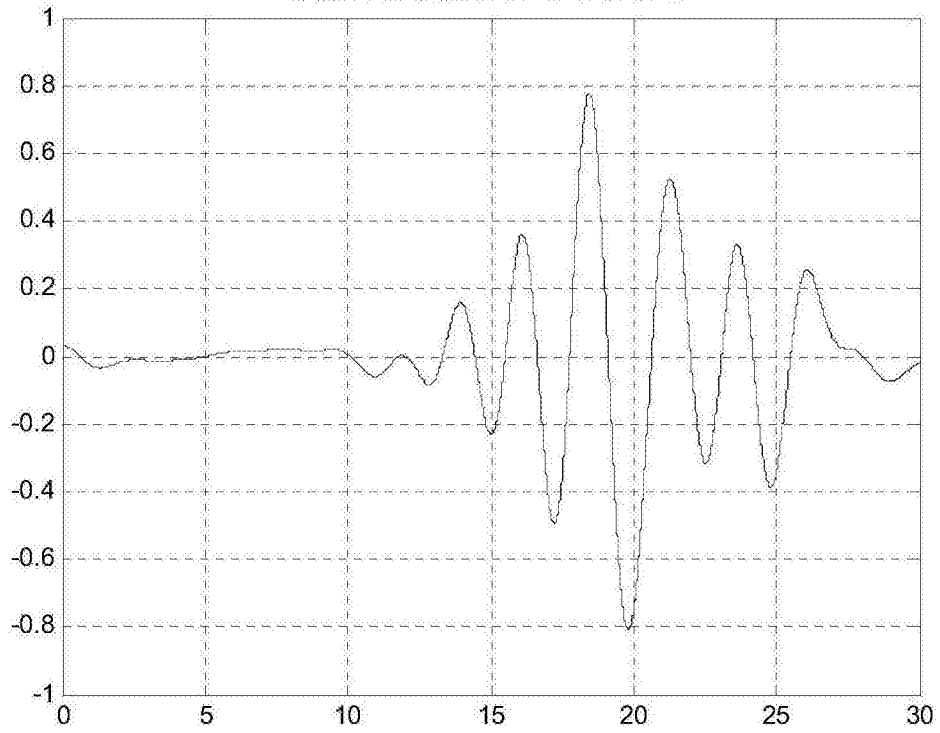


图3

等波纹滤波后的雷达呼吸信号

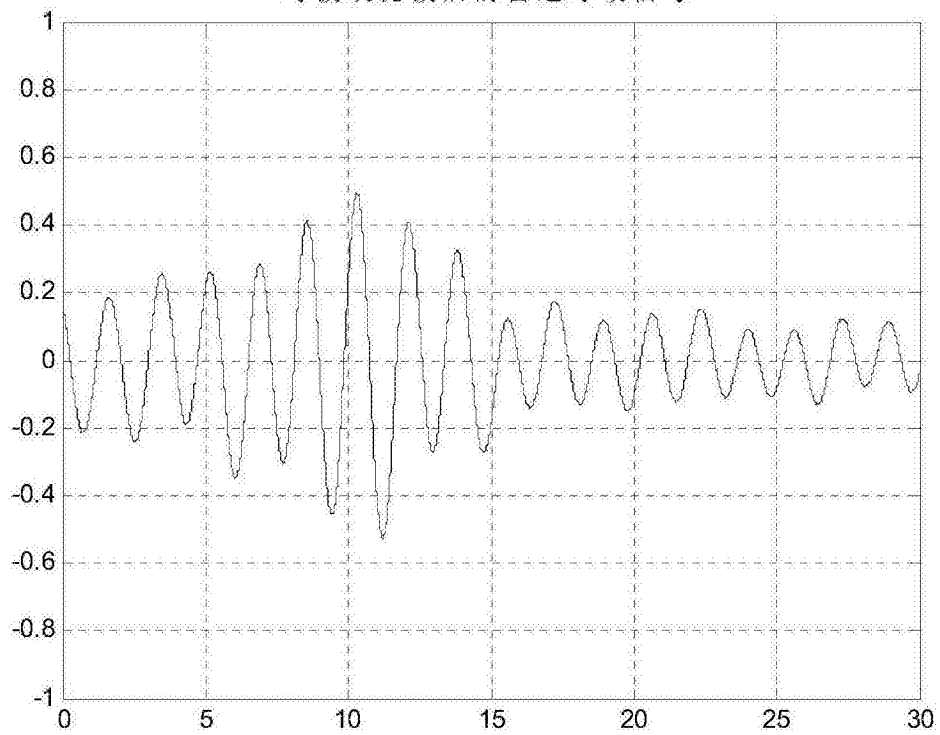


图4

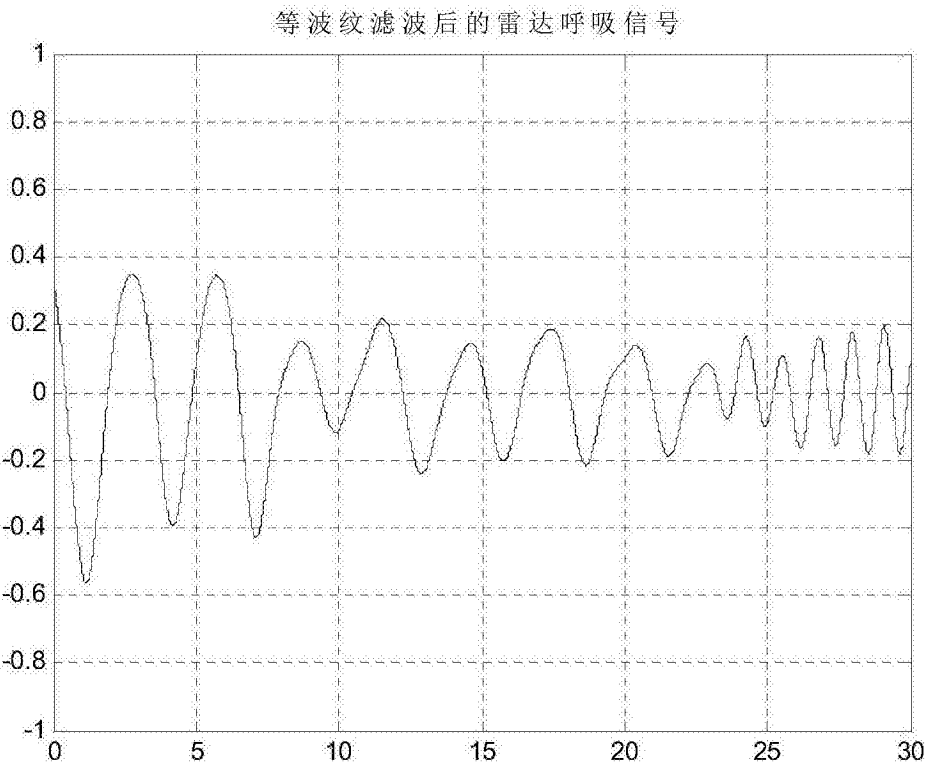


图5

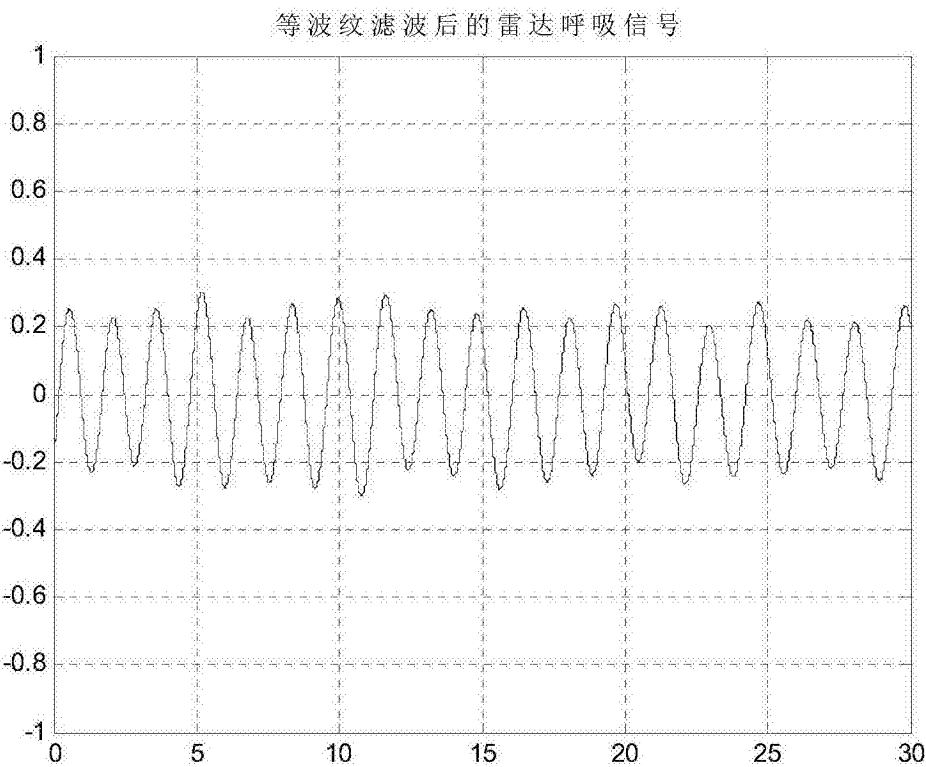


图6

专利名称(译)	基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方法		
公开(公告)号	CN106725486B	公开(公告)日	2017-11-14
申请号	CN201610786585.3	申请日	2016-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	南京理工大学		
申请(专利权)人(译)	南京理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京理工大学		
[标]发明人	洪弘 张青雨 缪冬玉 李慧 王芳 顾陈 李彧晟 朱晓华		
发明人	洪弘 张青雨 缪冬玉 李慧 王芳 顾陈 李彧晟 朱晓华		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00		
其他公开文献	CN106725486A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于呼吸模式监测雷达的呼吸模式判决方法，包括以下步骤：步骤1、用呼吸模式监测雷达采集信号，将测得的心跳、呼吸的混合信号进行解调，得到呼吸信号，并对呼吸信号进行低通滤波，得到去除杂波干扰后的呼吸信号；步骤2、截取30秒去除杂波干扰后的呼吸信号，并进行特征提取，得出能够区分不同呼吸模式呼吸信号的特征参数；步骤3、确定不同呼吸模式和特征参数之间的映射关系；步骤4、根据步骤3的映射关系，判决呼吸模式监测雷达获取的呼吸信号属于何种呼吸模式。本发明方法有效可行，性能可靠，可以准确地判决呼吸的模式。

