



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107468212 A

(43)申请公布日 2017.12.15

(21)申请号 201710697268.9

(22)申请日 2017.08.15

(71)申请人 杭州医电园科技有限公司

地址 310024 浙江省杭州市转塘科技经济
区块16号4幢198室

(72)发明人 赵晓东 吴成雄 余冠成

(74)专利代理机构 北京远大卓悦知识产权代理
事务所(普通合伙) 11369

代理人 韩飞

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

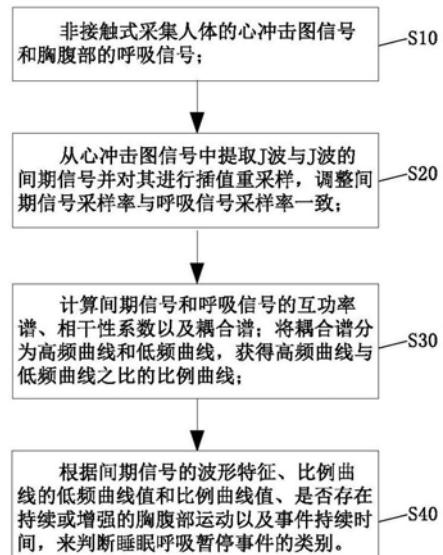
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

睡眠呼吸暂停事件判别方法

(57)摘要

本发明公开一种睡眠呼吸暂停事件判别方法，其包括步骤：非接触式采集人体的心冲击图信号和胸腹部的呼吸信号；从心冲击图信号中提取间期信号并对其进行插值重采样；计算间期信号和呼吸信号的互功率谱、相干性系数以及耦合谱；获得耦合谱的高频曲线、低频曲线以及比例曲线；根据间期信号的波形特征、低频曲线值和比例曲线值、是否存在持续或增强的胸腹部运动以及事件持续时间判断睡眠呼吸暂停事件的类别。本发明基于心冲击图信号和呼吸信号的多信号处理，以及基于间期信号的波形特征、低频曲线值和比例曲线值、是否存在持续或增强的胸腹部运动以及事件持续时间的多参数判别，实现睡眠呼吸暂停事件类别的精确判断。



1. 一种睡眠呼吸暂停事件判别方法,其特征在于,其包括以下步骤:
非接触式采集人体的心冲击图信号和胸腹部的呼吸信号;
从所述心冲击图信号中提取J波与J波的间期信号并对其进行插值重采样,调整所述间期信号采样率使其与所述呼吸信号采样率一致;
计算所述间期信号和所述呼吸信号的互功率谱、相干性系数以及耦合谱;将耦合谱分为高频曲线和低频曲线,获得所述高频曲线与所述低频曲线之比的比例曲线;
根据所述间期信号的波形特征、所述低频曲线值、所述比例曲线值、是否存在持续或增强的胸腹部运动以及事件持续时间,来判断睡眠呼吸暂停事件的类别。
2. 如权利要求1所述的睡眠呼吸暂停事件判别方法,其特征在于,判断睡眠呼吸暂停事件类别的步骤中,包括以下步骤:
若存在第一事件:所述间期信号呈现上升、维持以及下降的波形特征,至少90%事件持续时间内,低频曲线值>0.05以及比例曲线值>30;存在持续或增强的胸腹部运动;
且,所述第一事件持续时间≥10s;
则,该睡眠呼吸暂停事件为阻塞型呼吸暂停事件。
3. 如权利要求2所述的睡眠呼吸暂停事件判别方法,其特征在于,上升、维持以及下降的波形特征,包括:
维持阶段的均值大于或等于前一个波峰数值的一半;维持阶段的相对均方根误差≤10%。
4. 如权利要求1或2所述的睡眠呼吸暂停事件判别方法,其特征在于,判断睡眠呼吸暂停事件类别的步骤中,包括以下步骤:
若存在第二事件:至少90%事件持续时间内,低频曲线值>0.3;所述呼吸信号无周期性变化,缺乏胸腹部运动;
且,所述第二事件持续时间≥10s;
则,该睡眠呼吸暂停事件为中枢型呼吸暂停事件。
5. 如权利要求4所述的睡眠呼吸暂停事件判别方法,其特征在于,判断睡眠呼吸暂停事件类别的步骤中,包括以下步骤:
若存在第三事件:依次存在所述中枢型呼吸暂停事件以及所述阻塞型呼吸暂停事件的特征,
且所述第三事件持续时间≥10s;
则,该睡眠呼吸暂停事件为混合型呼吸暂停事件。
6. 如权利要求1所述的睡眠呼吸暂停事件判别方法,其特征在于,定义所述互功率谱为 S_{xy} 、所述相干性系数为 C_{xy} 以及所述耦合谱为 CS_{xy} ,所述耦合谱等于所述互功率谱的平方与所述相干性相乘,即:
$$CS_{xy}(\omega) = C_{xy}(\omega) * [S_{xy}(\omega)]^2;$$
其中, CS_{xy} 的数值范围是[-1, 1]。
7. 如权利要求1所述的睡眠呼吸暂停事件判别方法,其特征在于,所述高频曲线的频率范围是(0.1-1.0Hz),所述低频曲线的频率范围是(0.01-0.1Hz)。
8. 如权利要求1所述的睡眠呼吸暂停事件判别方法,其特征在于,所述非接触式采集通过加速度传感器采集。
9. 如权利要求1-8中任一项所述的睡眠呼吸暂停事件判别方法,其特征在于,非接触采

集所述心冲击图信号和所述呼吸信号后,还包括步骤:

对所述心冲击图信号和所述呼吸信号依次进行包括放大、去噪、同步采集与模数转换、去除基线以及增强信噪比的预处理。

睡眠呼吸暂停事件判别方法

技术领域

[0001] 本发明涉及呼吸暂停判别技术领域,更具体地说,本发明涉及一种睡眠呼吸暂停事件判别方法。

背景技术

[0002] 睡眠呼吸监测是睡眠监测中的重要组成部分,睡眠呼吸监测包括3个主要部分:测定/探查呼吸气流、呼吸努力和动脉血氧饱和度。对这三者持续监测可判读得到呼吸事件,具体为:呼吸暂停事件、低通气事件、呼吸努力相关性觉醒事件。其中呼吸暂停是指睡眠过程中口鼻气流完全停止10s以上,可分为阻塞型(持续呼吸努力)、中枢型(无呼吸努力)或混合型(中枢成分之后为阻塞成分)。

[0003] 临幊上,常采用多导睡眠监测仪对睡眠状态进行监测,并结合人工进行判读。为避免设备和环境对被检者身心状态造成影响,在进行呼吸暂停监测时应尽量减少与患者的接触,以穿戴式或者最好以非接触的方式来进行。

[0004] 现有技术中,存在穿戴式或非接触式的呼吸检测方法及装置,通过单传感器或多传感器采集与呼吸相关的至少一种参数,来判定呼吸是否暂停。穿戴式检测方式简化了记录电极和感应器,患者可以在家中进行睡眠监测,但依然对患者身心状态有较大的影响。现有的非接触检测方式仍存在不足,如天线具有指向性,而在睡眠过程中,常出现体动的情况,对结果会造成一定影响;或仅对单信号进行监测,无法判断呼吸暂停类型。

发明内容

[0005] 针对上述技术中存在的不足之处,本发明提供一种睡眠呼吸暂停事件判别方法,可准确判断呼吸暂停类型。

[0006] 为了实现根据本发明的这些目的和其它优点,本发明通过以下技术方案实现:

[0007] 本发明提供一种睡眠呼吸暂停事件判别方法,其包括以下步骤:

[0008] 非接触式采集人体的心冲击图信号和胸腹部的呼吸信号;

[0009] 从所述心冲击图信号中提取J波与J波的间期信号并对其进行插值重采样,调整所述间期信号采样率使其与所述呼吸信号采样率一致;

[0010] 计算所述间期信号和所述呼吸信号的互功率谱、相干性系数以及耦合谱;将耦合谱分为高频曲线和低频曲线,获得所述高频曲线与所述低频曲线之比的比例曲线;

[0011] 根据所述间期信号的波形特征、所述低频曲线值、所述比例曲线值、是否存在持续或增强的胸腹部运动以及事件持续时间,来判断睡眠呼吸暂停事件的类别。

[0012] 优选的是,判断睡眠呼吸暂停事件类别的步骤中,包括以下步骤:

[0013] 若存在第一事件:所述间期信号呈现上升、维持以及下降的波形特征,至少90%事件持续时间内,低频曲线值 >0.05 以及比例曲线值 >30 ;存在持续或增强的胸腹部运动;

[0014] 且,所述第一事件持续时间 $\geq 10s$;

[0015] 则,该睡眠呼吸暂停事件为阻塞型呼吸暂停事件。

- [0016] 优选的是,上升、维持以及下降的波形特征,包括:
- [0017] 维持阶段的均值大于或等于前一个波峰数值的一半;维持阶段的相对均方根误差≤10%。
- [0018] 优选的是,判断睡眠呼吸暂停事件类别的步骤中,包括以下步骤:
- [0019] 若存在第二事件:至少90%事件持续时间内,低频曲线值>0.3;所述呼吸信号无周期性变化,缺乏胸腹部运动;
- [0020] 且,所述第二事件持续时间≥10s;
- [0021] 则,该睡眠呼吸暂停事件为中枢型呼吸暂停事件。
- [0022] 优选的是,判断睡眠呼吸暂停事件类别的步骤中,包括以下步骤:
- [0023] 若存在第三事件:依次存在所述中枢型呼吸暂停事件以及所述阻塞型呼吸暂停事件的特征,
- [0024] 且所述第三事件持续时间≥10s;
- [0025] 则,该睡眠呼吸暂停事件为混合型呼吸暂停事件。
- [0026] 优选的是,定义所述互功率谱为 S_{xy} 、所述相干性系数为 C_{xy} 以及所述耦合谱为 CS_{xy} ,所述耦合谱等于所述互功率谱的平方与所述相干性相乘,即:
- [0027] $CS_{xy}(\omega) = C_{xy}(\omega) * [S_{xy}(\omega)]^2$;其中, CS_{xy} 的数值范围是[-1,1]。
- [0028] 优选的是,所述高频曲线的频率范围是(0.1-1.0Hz),所述低频曲线的频率范围是(0.01-0.1Hz)。
- [0029] 优选的是,所述非接触式采集通过加速度传感器采集。
- [0030] 优选的是,非接触采集所述心冲击图信号和所述呼吸信号后,还包括步骤:
- [0031] 对所述心冲击图信号和所述呼吸信号依次进行包括放大、去噪、同步采集与模数转换、去除基线以及增强信噪比的预处理。
- [0032] 本发明至少包括以下有益效果:
- [0033] 1) 本发明提供的睡眠呼吸暂停事件判别方法,采用非接触方式分别采集心冲击图信号呼吸信号两个信号后,对从心冲击图信号中提取的间期信号与呼吸信号进行耦合谱的计算,再依次根据间期信号的波形特征、比例曲线的低频曲线值和比例曲线值、是否存在持续或增强的胸腹部运动以及事件持续时间,实现睡眠呼吸暂停事件类别的判断;多信号处理以及多参数的判别,提高判别的准确性;
- [0034] 2) 心冲击图信号呼吸信号的非接触式采集是通过加速度传感器放置在床上或集成在床体/床垫内部进行采集,不与人体直接接触,采集便利;
- [0035] 3) 非接触采集心冲击图信号和呼吸信号后,还包括对心冲击图信号和呼吸信号依次进行包括放大、去噪、同步采集与模数转换、去除基线以及增强信噪比的预处理步骤,用于输出精确度高的信号。
- [0036] 本发明的其它优点、目标和特征将部分通过下面的说明体现,部分还将通过对本发明的研究和实践而为本领域的技术人员所理解。

附图说明

- [0037] 图1为本发明所述的睡眠呼吸暂停事件判别方法的示意图;
- [0038] 图2为本发明所述的心冲击图信号及其预处理后的信号对比示意图;

[0039] 图3为本发明所述的阻塞型呼吸暂停事件相应的信号特征；

[0040] 图4为本发明所述的中枢型呼吸暂停事件相应的信号特征。

具体实施方式

[0041] 下面结合附图对本发明做进一步的详细说明,以令本领域技术人员参照说明书文字能够据以实施。

[0042] 应当理解,本文所使用的诸如“具有”、“包含”以及“包括”术语并不配出一个或多个其它元件或其组合的存在或添加。

[0043] 如图1至图4所示,本发明提供一种睡眠呼吸暂停事件判别方法,其包括以下步骤:

[0044] S10,非接触式采集人体的心冲击图信号和胸腹部的呼吸信号;

[0045] S20,从心冲击图信号中提取J波与J波的间期信号并对其进行插值重采样,调整间期信号采样率与呼吸信号采样率一致;

[0046] S30,计算间期信号和呼吸信号的互功率谱、相干性系数以及耦合谱;将耦合谱分为高频曲线和低频曲线,获得高频曲线与低频曲线之比的比例曲线;

[0047] S40,根据间期信号的波形特征、比例曲线的低频曲线值和比例曲线值、是否存在持续或增强的胸腹部运动以及事件持续时间,来判断睡眠呼吸暂停事件的类别。

[0048] 上述步骤S10中,非接触式采集通过加速度传感器采集。将加速度传感器放置在床上或集成在床体/床垫内部进行信号采集,不与人体直接接触,采集便利;采集过程不受睡眠中人体运动影响,采集精度高。作为本发明的一种优选实施方式,非接触采集心冲击图信号和呼吸信号后,还包括对心冲击图信号和呼吸信号依次进行包括放大、去噪、同步采集与模数转换、去除基线以及增强信噪比的预处理步骤。图2给出了心冲击图信号及其预处理后的信号对比图示意,由此可见,预处理步骤,用于输出精确度高的信号。至于预处理步骤中的放大、去噪、同步采集与模数转换、去除基线以及增强信噪比的实施方式,本发明不做具体限定。

[0049] 上述步骤S20中,将从心冲击图信号中提取的间期信号进行插值重采样,并调整间期信号采样率与呼吸信号采样率一致,是为后续耦合谱的计算提供相同采样率基础。图3给出了间期信号的示意图。

[0050] 上述步骤S30中,定义间期信号为 $x(t)$ 、呼吸信号为 $y(t)$,则互功率谱为 S_{xy} 、相干性系数为 C_{xy} 以及耦合谱为 CS_{xy} 。耦合谱等于互功率谱的平方与相干性相乘,即: $CS_{xy}(\omega) = C_{xy}(\omega) * [S_{xy}(\omega)]^2$;其中, CS_{xy} 的数值范围是 $[-1, 1]$ 。

[0051] 将耦合谱分为高频曲线和低频曲线,高频曲线与低频曲线之比为比例曲线,则,定义高频曲线为 $HF(t)$ 、低频曲线为 $LF(t)$ 以及比例曲线为 $L/F(t)$,比例曲线 $L/F(t)$ 等于 $LF(t)/HF(t)$ 。作为本发明的一种实施例,高频曲线 $HF(t)$ 的频率范围是(0.1~1.0Hz),低频曲线 $LF(t)$ 的频率范围是(0.01~0.1Hz)。

[0052] 上述步骤S40中,作为一种具体实施方式,判断睡眠呼吸暂停事件类别,包括以下步骤:

[0053] 若存在第一事件:所述间期信号呈现突然上升、维持以及突然下降的波形特征,至少90%事件持续时间内,低频曲线值>0.05以及比例曲线值>30;存在持续或增强的胸腹部运动;

- [0054] 且,所述第一事件持续时间 $\geq 10s$;
- [0055] 则,该睡眠呼吸暂停事件为阻塞型呼吸暂停事件,如图3所示。
- [0056] 该实施方式中,上升、维持以及下降的波形特征,具体包括:
- [0057] 维持阶段的均值大于或等于前一个波峰数值的一半;维持阶段的相对均方根误差 $\leq 10\%$ 。
- [0058] 上述步骤S40中,作为另一种具体实施方式,判断睡眠呼吸暂停事件类别,包括以下步骤:
- [0059] 若存在第二事件:所述间期信号无突然上升、维持、突然下降的波形特征;至少90%事件持续时间内,低频曲线值 >0.3 ;所述呼吸信号无周期性变化,缺乏胸腹部运动;
- [0060] 且,所述第二事件持续时间 $\geq 10s$;
- [0061] 则,该睡眠呼吸暂停事件为中枢型呼吸暂停事件,如图4所示。
- [0062] 上述步骤S40中,作为另一种具体实施方式,判断睡眠呼吸暂停事件类别,包括以下步骤:
- [0063] 若存在第三事件:依次存在所述中枢型呼吸暂停事件以及所述阻塞型呼吸暂停事件的特征,
- [0064] 且所述第三事件持续时间 $\geq 10s$;
- [0065] 则,该睡眠呼吸暂停事件为混合型呼吸暂停事件。
- [0066] 本发明提供的睡眠呼吸暂停事件判别方法,采用非接触方式分别采集心冲击图信号呼吸信号两个信号后,对从心冲击图信号中提取的间期信号与呼吸信号进行耦合谱的计算,再依次根据间期信号的波形特征、比例曲线的低频曲线值和比例曲线值、是否存在持续或增强的胸腹部运动以及事件持续时间,实现睡眠呼吸暂停事件类别的判断。整个判断过程涉及心冲击图信号和呼吸信号的多信号处理,以及基于间期信号的波形特征、比例曲线的低频曲线值和比例曲线值、是否存在持续或增强的胸腹部运动以及事件持续时间的多参数判别,实现睡眠呼吸暂停事件类别判断的同时,具有较高的判别准确性。
- [0067] 尽管本发明的实施方案已公开如上,但其并不仅仅限于说明书和实施方式中所列运用。它完全可以被适用于各种适合本发明的领域。对于熟悉本领域的人员而言可容易地实现另外的修改。因此在不背离权利要求及等同范围所限定的一般概念下,本发明并不限于特定的细节和这里示出与描述的图例。

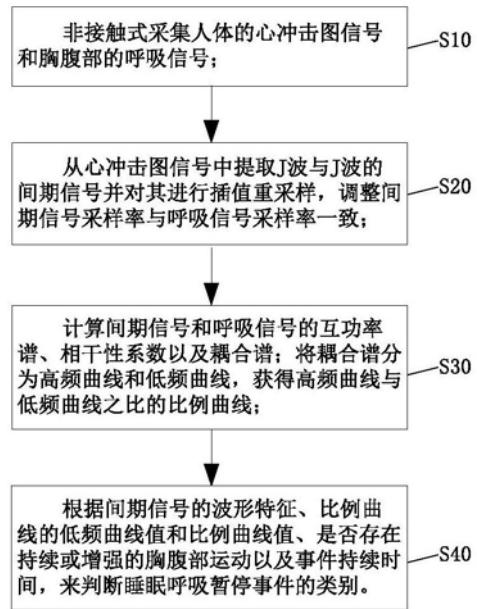
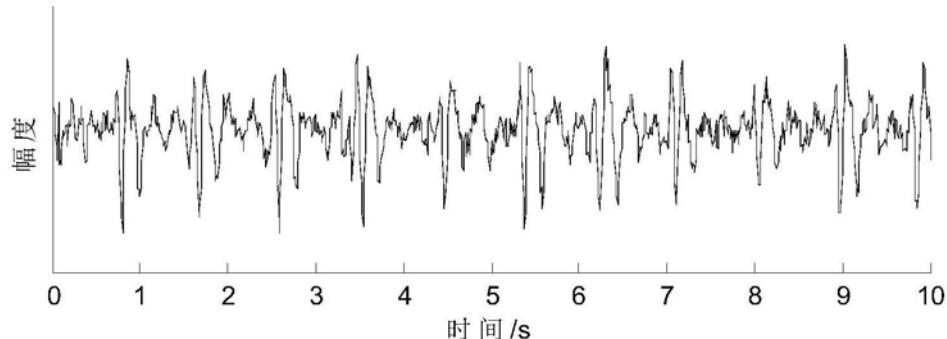


图1

(a) 原始心冲击图



(b) 处理后心冲击图

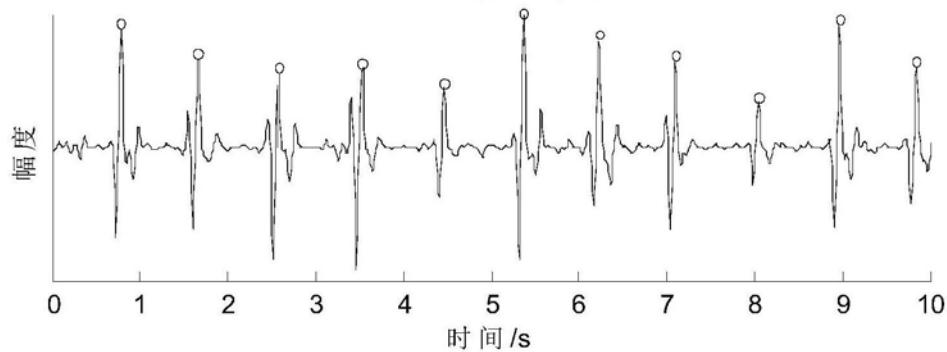


图2

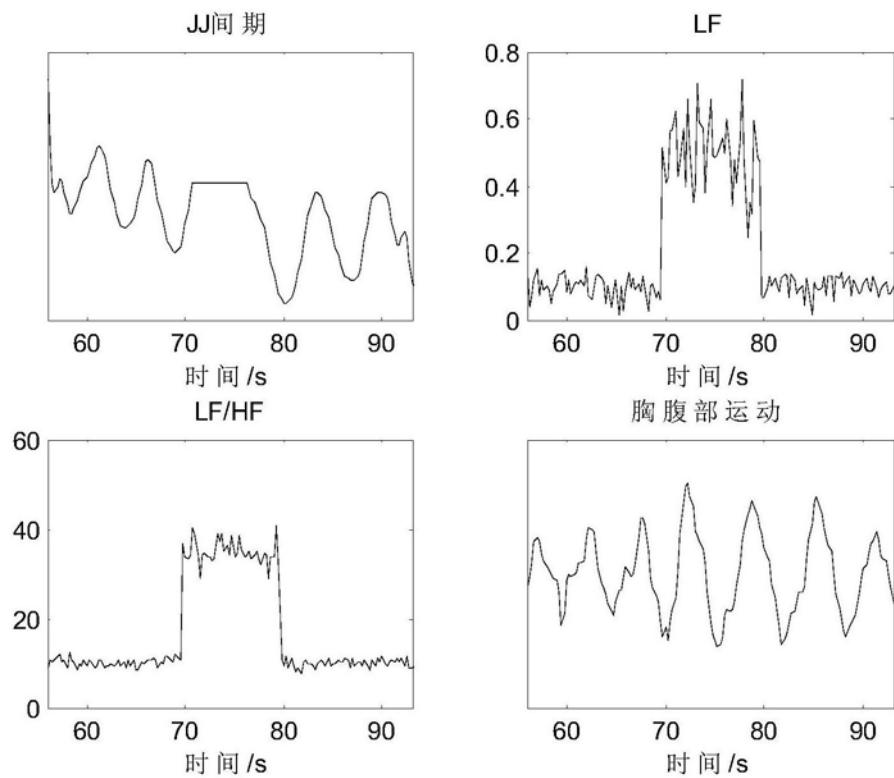


图3

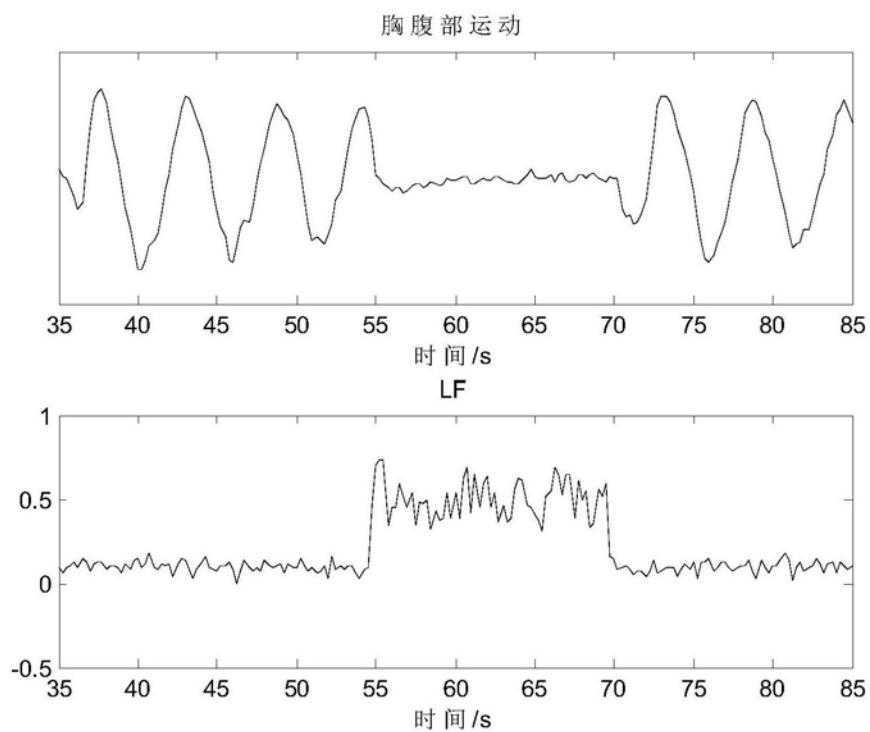


图4

专利名称(译)	睡眠呼吸暂停事件判别方法		
公开(公告)号	CN107468212A	公开(公告)日	2017-12-15
申请号	CN201710697268.9	申请日	2017-08-15
[标]发明人	赵晓东 吴成雄 余冠成		
发明人	赵晓东 吴成雄 余冠成		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4818 A61B5/7225 A61B5/7264		
代理人(译)	韩飞		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开一种睡眠呼吸暂停事件判别方法，其包括步骤：非接触式采集人体的心冲击图信号和胸腹部的呼吸信号；从心冲击图信号中提取间期信号并对其进行插值重采样；计算间期信号和呼吸信号的互功率谱、相干性系数以及耦合谱；获得耦合谱的高频曲线、低频曲线以及比例曲线；根据间期信号的波形特征、低频曲线值和比例曲线值、是否存在持续或增强的胸腹部运动以及事件持续时间判断睡眠呼吸暂停事件的类别。本发明基于心冲击图信号和呼吸信号的多信号处理，以及基于间期信号的波形特征、低频曲线值和比例曲线值、是否存在持续或增强的胸腹部运动以及事件持续时间的多参数判别，实现睡眠呼吸暂停事件类别的精确判断。

