



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107307846 A

(43)申请公布日 2017. 11. 03

(21)申请号 201610270933.1

(22)申请日 2016.04.27

(71)申请人 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 周志强 杨宇鑫 顾陈

李戡晟 朱晓华

(74)专利代理机构 南京理工大学专利中心

32203

代理人 薛云燕

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

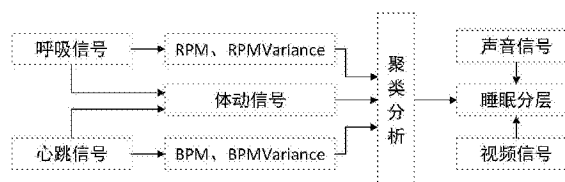
权利要求书2页 说明书5页 附图5页

(54)发明名称

非接触式睡眠分期方法

(57)摘要

本发明公开了一种非接触式睡眠分期方法,步骤如下:步骤1,将雷达回波信号进行滤波,分别得到呼吸信号和心跳信号;步骤2,根据呼吸信号得到每分钟呼吸次数即RPM、每分钟呼吸次数的方差即RPM Variance,根据心跳信号得到每分钟心跳次数即BPM、每分钟心跳次数的方差即BPM Variance,根据呼吸信号得到体动信号;步骤3,将步骤2所得的RPM、RPM Variance,BPM、BPM Variance、体动信号分别进行聚类分析;步骤4,根据声音信号、视频信号、以及步骤3聚类分析所得信号对睡眠状态进行划分,得到睡眠状态的划分结果。本发明可方便医务人员根据病人的实际睡眠情况及时采取治疗措施,具有高安全性、高准确性、小型化和智能化的优点。



1. 一种非接触式睡眠分期方法,其特征在于,步骤如下:

步骤1,将雷达回波信号进行滤波,分别得到呼吸信号和心跳信号;

步骤2,根据呼吸信号得到每分钟呼吸次数即RPM、每分钟呼吸次数的方差即RPM Variance,根据心跳信号得到每分钟心跳次数即BPM、每分钟心跳次数的方差即BPM Variance,根据呼吸信号得到体动信号;

步骤3,将步骤2所得的RPM、RPM Variance,BPM、BPM Variance、体动信号分别进行聚类分析;

步骤4,根据声音信号、视频信号、以及步骤3聚类分析所得信号对睡眠状态进行划分,得到睡眠状态的划分结果。

2. 根据权利要求1所述的非接触式睡眠分期方法,其特征在于,步骤1所述将雷达回波信号进行滤波,分别得到呼吸信号和心跳信号,具体如下:

(1.1)运用带通滤波器对雷达回波信号进行滤波,得到呼吸信号;

(1.2)在原始雷达回波信号中,剔除所得呼吸信号,得到心跳信号。

3. 根据权利要求1所述的非接触式睡眠分期方法,其特征在于,步骤2所述根据呼吸信号得到每分钟呼吸次数即RPM、每分钟呼吸次数的方差即RPM Variance,根据心跳信号得到每分钟心跳次数即BPM、每分钟心跳次数的方差即BPM Variance,根据呼吸信号得到体动信号,具体如下:

(2.1)根据呼吸信号得到每分钟呼吸次数即RPM、每分钟呼吸次数的方差即RPM Variance:将呼吸信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到RPM;利用所得的RPM先求出平均值,再对RPM求方差得出RPM Variance;

(2.2)根据心跳信号得到每分钟心跳次数即BPM、每分钟心跳次数的方差即BPM Variance:将心跳信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到BPM;利用所得的BPM先求出平均值,再对BPM求方差得出BPM Variance;

(2.3)根据呼吸信号得到体动信号:首先将高于呼吸信号峰值两倍的数据点储存下来记为Movement,再计算每分钟高于呼吸峰值两倍的数据点个数,记为Movement_count,当Movement_count大于预设的阈值时,认为该分钟内发生了体动,将Movement中幅值最大的信号点储存下来得到体动信号。

4. 根据权利要求1所述的非接触式睡眠分期方法,其特征在于,步骤3所述将步骤2所得的RPM、RPM Variance,BPM、BPM Variance、体动信号分别进行聚类分析,其中聚类分析具体如下:

(3.1)定义信号的数据点集合 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$,聚类中心的集合 $C = \{c_1, c_2, \dots, c_k\}$,定义阈值 ε 的范围为 $10^{-3} \leq \varepsilon \leq 10^{-5}$;

(3.2)随机初始化聚类中心集合C;

(3.3)计算目标函数值

$$KHM_l(X, C) = \sum_{i=1}^n \frac{k}{\sum_{j=1}^k \frac{1}{\|x_i - c_j\|^p}},$$

k表示数据分类个数, $p \geq 2$ 表示

模糊指数, l表示此次迭代次序, $j = 1, 2, \dots, k, i = 1, 2, \dots, n$;

(3.4)计算第i个数据点 x_i 到第j个聚类中心 c_j 的隶属度 $U(c_j/x_i)$:

$$U(c_j/x_i) = \frac{\|x_i - c_j\|^{-p-2}}{\left(\sum_{j=1}^k \|x_i - c_j\|^{-p}\right)^2}$$

(3.5)计算每个数据点的权重 $w(x_i)$:

$$w(x_i) = \frac{\sum_{j=1}^k \|x_i - c_j\|^{-p-2}}{\left(\sum_{j=1}^k \|x_i - c_j\|^{-p}\right)^2}$$

(3.6)根据数据点的隶属度 $U(c_j/x_i)$ 和权重 $w(x_i)$ 更新聚类中心 c_j ,公式如下:

$$c_j = \frac{\sum_{i=1}^n U(c_j/x_i)w(x_i)x_i}{\sum_{i=1}^n U(c_j/x_i)w(x_i)}$$

(3.7)如果 $||KHM_{i+1} - KHM_i|| < \epsilon$,则计算停止,输出优化后的信号;否则转回步骤(3.3)。

5. 根据权利要求1所述的非接触式睡眠分期方法,其特征在于,步骤4所述根据声音信号、视频信号、以及步骤3聚类分析所得信号对睡眠状态进行划分,得到睡眠状态的划分结果,具体如下:

(4.1)固定时间内,RPM、BPM小于等于均值、波动不超过预定次数且该段时间内没有体动发生,定义为深度睡眠;

(4.2)固定时间内,RPM、BPM大于等于均值,并且RPM Variance、BPM Variance大于峰值的一半,该段时间定义为REM睡眠;剩下的状态定义为浅度睡眠;

(4.3)根据声音信号、视频信号,检验雷达检测到的体动处是否真实发生了体动。

6. 根据权利要求3所述的非接触式睡眠分期方法,其特征在于,步骤(2.1)所述将呼吸信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到RPM,其中波谷检测RPM时,将相邻的波谷时间小于平均呼吸周期一半的波谷舍去。

7. 根据权利要求3所述的非接触式睡眠分期方法,其特征在于,步骤(2.2)所述将心跳信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到BPM,其中波谷检测BPM时,将相邻的波谷时间小于平均心跳周期一半的波谷舍去。

非接触式睡眠分期方法

技术领域

[0001] 本发明属于雷达监测技术领域,特别是一种非接触式睡眠分期方法。

背景技术

[0002] 传统的呼吸睡眠监护系统主要依靠贴附于人体的接触式传感器、电极进行测量,从而实时获得人体的生命参数信号,这些方法都需要直接或间接地接触人体,这种接触式测量大大制约了其应用范围,并且电极的接触也对生命体特征信息造成一定的影响,影响其检测的准确度,并给生命体特征信息的处理带来压力。

[0003] 现有的呼吸睡眠监护系统需要电极或传感器接触生命体,无法在较远的距离内探测到生命体的生命信号(呼吸、心率等),对于有睡眠呼吸暂停的病人、刚出生的婴儿、某些有睡眠障碍的人,无法监测他们的睡眠状态以对可能出现的突发状况作出预判。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种安全性高、准确性强的非接触式睡眠分期方法,以方便医务人员根据病人的实际睡眠情况及时采取治疗措施。

[0005] 实现本发明目的的技术解决方案为:一种非接触式睡眠分期方法,步骤如下:

[0006] 步骤1,将雷达回波信号进行滤波,分别得到呼吸信号和心跳信号;

[0007] 步骤2,根据呼吸信号得到每分钟呼吸次数即RPM、每分钟呼吸次数的方差即RPM Variance,根据心跳信号得到每分钟心跳次数即BPM、每分钟心跳次数的方差即BPM Variance,根据呼吸信号得到体动信号;

[0008] 步骤3,将步骤2所得的RPM、RPM Variance,BPM、BPM Variance、体动信号分别进行聚类分析;

[0009] 步骤4,根据声音信号、视频信号、以及步骤3聚类分析所得信号对睡眠状态进行划分,得到睡眠状态的划分结果。

[0010] 进一步地,步骤1所述将雷达回波信号进行滤波,分别得到呼吸信号和心跳信号,具体如下:

[0011] (1.1)运用带通滤波器对雷达回波信号进行滤波,得到呼吸信号;

[0012] (1.2)在原始雷达回波信号中,剔除所得呼吸信号,得到心跳信号。

[0013] 进一步地,步骤2所述根据呼吸信号得到每分钟呼吸次数即RPM、每分钟呼吸次数的方差即RPM Variance,根据心跳信号得到每分钟心跳次数即BPM、每分钟心跳次数的方差即BPM Variance,根据呼吸信号得到体动信号,具体如下:

[0014] (2.1)根据呼吸信号得到每分钟呼吸次数即RPM、每分钟呼吸次数的方差即RPM Variance:将呼吸信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到RPM;利用所得的RPM先求出平均值,再对RPM求方差得出RPM Variance;

[0015] (2.2)根据心跳信号得到每分钟心跳次数即BPM、每分钟心跳次数的方差即BPM Variance:将心跳信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到BPM;利用所得的BPM先

求出平均值,再对BPM求方差得出BPM Variance;

[0016] (2.3)根据呼吸信号得到体动信号:首先将高于呼吸信号峰值两倍的数据点储存下来记为Movement,再计算每分钟高于呼吸峰值两倍的数据点个数,记为Movement_count,当Movement_count大于预设的阈值时,认为该分钟内发生了体动,将Movement中幅值最大的信号点储存下来得到体动信号。

[0017] 进一步地,步骤3所述将步骤2所得的RPM、RPM Variance、BPM、BPM Variance、体动信号分别进行聚类分析,其中聚类分析具体如下:

[0018] (3.1)定义信号的数据点集合 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$,聚类中心的集合 $C = \{c_1, c_2, \dots, c_n\}$,定义阈值 ε 的范围为 $10^{-3} \leq \varepsilon \leq 10^{-5}$;

[0019] (3.2)随机初始化聚类中心集合C;

[0020] (3.3)计算目标函数值

$$KHM_l(X, C) = \sum_{i=1}^n \frac{k}{\sum_{j=1}^k \frac{1}{\|x_i - c_j\|^p}},$$

k表示数据分类个数, $p \geq 2$ 表示模糊指数, l表示此次迭代次序, $j = 1, 2, \dots, k, i = 1, 2, \dots, n$;

[0021] (3.4)计算第i个数据点 x_i 到第j个聚类中心 c_j 的隶属度 $U(c_j/x_i)$:

[0022]

$$U(c_j/x_i) = \frac{\|x_i - c_j\|^{-p-2}}{\left(\sum_{j=1}^k \|x_i - c_j\|^{-p}\right)^{\frac{1}{p}}}$$

[0023] (3.5)计算每个数据点的权重 $w(x_i)$:

[0024]

$$w(x_i) = \frac{\sum_{j=1}^k \|x_i - c_j\|^{-p-2}}{\left(\sum_{j=1}^k \|x_i - c_j\|^{-p}\right)^{\frac{1}{p}}}$$

[0025] (3.6)根据数据点的隶属度 $U(c_j/x_i)$ 和权重 $w(x_i)$ 更新聚类中心 c_j ,公式如下:

[0026]

$$c_j = \frac{\sum_{i=1}^n U(c_j/x_i) w(x_i) x_i}{\sum_{i=1}^n U(c_j/x_i) w(x_i)}$$

[0027] (3.7)如果 $\|KHM_{l+1} - KHM_l\| < \varepsilon$,则计算停止,输出优化后的信号;否则转回步骤(3.3)。

[0028] 进一步地,步骤4所述根据声音信号、视频信号、以及步骤3聚类分析所得信号对睡眠状态进行划分,得到睡眠状态的划分结果,具体如下:

[0029] (4.1)固定时间内,RPM、BPM小于等于均值、波动不超过预定次数且该段时间内没有体动发生,定义为深度睡眠;

[0030] (4.2)固定时间内,RPM、BPM大于等于均值,并且RPM Variance、BPM Variance大于峰值的一半,该段时间定义为REM睡眠;剩下的状态定义为浅度睡眠;

[0031] (4.3)根据声音信号、视频信号,检验雷达检测到的体动处是否真实发生了体动。

[0032] 进一步地,步骤(2.1)所述将呼吸信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到RPM,其中波谷检测RPM时,将相邻的波谷时间小于平均呼吸周期一半的波谷舍去。

[0033] 进一步地,步骤(2.2)所述将心跳信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得

到BPM,其中波谷检测BPM时,将相邻的波谷时间小于平均心跳周期一半的波谷舍去。

[0034] 本发明与现有技术相比,其显著优点在于:(1)融合雷达技术、生物医学工程技术于一体,不需要任何电极或传感器接触生命体,可在较远的距离内探测到生命体的生命信号;(2)对于有睡眠呼吸暂停的病人、刚出生的婴儿、某些有睡眠障碍的人,能够监测他们的睡眠状态以对突发状况作出预判;(3)具有高安全性、高准确性、小型化和智能化的优点,方便医务人员实时、连续掌握病人的状况,及时采取治疗措施。

附图说明

[0035] 图1为本发明非接触式睡眠分期方法的流程图。

[0036] 图2为本发明中呼吸波形图。

[0037] 图3为本发明的心跳波形图。

[0038] 图4为本发明的RPM的波形图。

[0039] 图5为本发明的RPM Variance的波形图。

[0040] 图6为本发明的BPM的波形图。

[0041] 图7为本发明的BPM Variance的波形图。

[0042] 图8为本发明的体动信号波形图。

[0043] 图9为本发明的睡眠状态分期图。

[0044] 图10为本发明的RPM、BPM、RPM Variance、BPM Variance、体动信号、睡眠状态分期图。

具体实施方式

[0045] 下面结合附图对本发明作进一步详细描述。

[0046] 本发明基于连续波生物雷达的非接触生命体特征信息监测系统融合雷达技术、生物医学工程技术于一体,不需要任何电极或传感器接触生命体,可在较远的距离内探测到生命体的生命信号(呼吸、心率等),对于有睡眠呼吸暂停的病人、刚出生的婴儿、某些有睡眠障碍的人,监测自己的睡眠状态有利于了解自己的身体状况,对可能出现的突发状况作出预判。

[0047] 一种非接触式睡眠分期方法,步骤如下:

[0048] 步骤1,将雷达回波信号进行滤波,分别得到呼吸信号和心跳信号;具体如下:

[0049] (1.1)运用带通滤波器对雷达回波信号进行滤波,得到呼吸信号,如图1所示。

[0050] (1.2)在原始雷达回波信号中,剔除所得呼吸信号,得到心跳信号,如图2所示。

[0051] 步骤2,根据呼吸信号得到每分钟呼吸次数即RPM、每分钟呼吸次数的方差即RPM Variance,根据心跳信号得到每分钟心跳次数即BPM、每分钟心跳次数的方差即BPM Variance,根据呼吸信号得到体动信号,具体如下:

[0052] (2.1)根据呼吸信号得到每分钟呼吸次数即RPM、每分钟呼吸次数的方差即RPM Variance:将呼吸信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到RPM;利用所得的RPM先求出平均值,再对RPM求方差得出RPM Variance;

[0053] 步骤(2.1)所述将呼吸信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到RPM,其中波谷检测RPM时,将相邻的波谷时间小于平均呼吸周期一半的波谷舍去。

[0054] (2.2)根据心跳信号得到每分钟心跳次数即BPM、每分钟心跳次数的方差即BPM Variance:将心跳信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到BPM;利用所得的BPM先求出平均值,再对BPM求方差得出BPM Variance;

[0055] 步骤(2.2)所述将心跳信号的波谷点全部用星号标注出来,求波谷数得到BPM,其中波谷检测BPM时,将相邻的波谷时间小于平均心跳周期一半的波谷舍去。

[0056] (2.3)根据呼吸信号得到体动信号:首先将高于呼吸信号峰值两倍的数据点储存下来记为Movement,再计算每分钟高于呼吸峰值两倍的数据点个数,记为Movement_count,当Movement_count大于预设的阈值时,认为该分钟内发生了体动,将Movement中幅值最大的信号点储存下来得到体动信号。

[0057] 步骤3,将步骤2所得的RPM、RPM Variance,BPM、BPM Variance、体动信号分别进行聚类分析,其中聚类分析具体如下:

[0058] (3.1)定义信号的数据点集合 $X = \{x_1, x_2, \dots, x_n\}$,聚类中心的集合 $C = \{c_1, c_2, \dots, c_n\}$,定义阈值 ε 的范围为 $10^{-3} \leq \varepsilon \leq 10^{-5}$;

[0059] (3.2)随机初始化聚类中心集合C;

[0060] (3.3)计算目标函数值

$$KHM_l(X, C) = \sum_{i=1}^n \frac{k}{\sum_{j=1}^k \frac{1}{\|x_i - c_j\|^p}},$$

k表示数据分类个数, $p \geq 2$ 表示模糊指数, l表示此次迭代次序, $j = 1, 2, \dots, k, i = 1, 2, \dots, n$;

[0061] (3.4)计算第i个数据点 x_i 到第j个聚类中心 c_j 的隶属度 $U(c_j/x_i)$:

[0062]
$$U(c_j/x_i) = \frac{\|x_i - c_j\|^{-p-2}}{\left(\sum_{j=1}^k \|x_i - c_j\|^{-p}\right)^2}$$

[0063] (3.5)计算每个数据点的权重 $w(x_i)$:

[0064]
$$w(x_i) = \frac{\sum_{j=1}^k \|x_i - c_j\|^{-p-2}}{\left(\sum_{j=1}^k \|x_i - c_j\|^{-p}\right)^2}$$

[0065] (3.6)根据数据点的隶属度 $U(c_j/x_i)$ 和权重 $w(x_i)$ 更新聚类中心 c_j ,公式如下:

[0066]
$$c_j = \frac{\sum_{i=1}^n U(c_j/x_i) w(x_i) x_i}{\sum_{i=1}^n U(c_j/x_i) w(x_i)}$$

[0067] (3.7)如果 $\|KHM_{l+1} - KHM_l\| < \varepsilon$,则计算停止,输出优化后的信号;否则转回步骤(3.3)。

[0068] 步骤4,根据声音信号、视频信号、以及步骤3聚类分析所得信号对睡眠状态进行划分,得到睡眠状态的划分结果,具体如下:

[0069] (4.1)固定时间内,RPM、BPM小于等于均值、波动不超过预定次数且该段时间内没有体动发生,定义为深度睡眠;

[0070] (4.2)固定时间内,RPM、BPM大于等于均值,并且RPM Variance、BPM Variance大于峰值的一半,该段时间定义为REM睡眠;剩下的状态定义为浅度睡眠;

[0071] (4.3)根据声音信号、视频信号,检验雷达检测到的体动处是否真实发生了体动。

[0072] 经过步骤(2.1),将呼吸信号的波谷点全部用星号标注出来,相邻的谷值时间差小于1.67s的谷值舍去,求波谷数得到RPM,得出图4,利用所得的RPM,先求出平均值,再对RPM求方差得出RPM Variance,得出图5。

[0073] 经过步骤(2.2),将心跳信号的波谷点全部用星号标注出来,相邻的谷值时间差小于0.5s的谷值舍去,求波谷数得到BPM,如图6所示利用所得的BPM,先求出平均值,再对BPM求方差得出BPM Variance,如图7所示。

[0074] 经过步骤(2.3),将高于呼吸峰值两倍的数据点储存下了记为Movement,再计算每分钟高于呼吸峰值两倍的数据点个数,记为Movement_count,当Movement_count大于一个阈值时,认为这分钟发生了体动,将Movement中幅值最大的信号点储存下来,得到体动信号,如图8所示。

[0075] 经过步骤(4.1),在RPM、BPM小于等于均值,在一段时间内RPM、BPM波动不超过3次且这段时间内没有体动发生,得出深度睡眠期。

[0076] 经过步骤(4.2),在RPM、BPM大于等于均值,而且RPM Variance、BPM Variance大于峰值的一半,得出睡眠的REM期,剩下的状态定义为浅度睡眠期。

[0077] 经过步骤(4.3),利用视频和音频信号对体动信号进行检验,得到图9,睡眠状态分期图。图10为本发明的RPM、BPM、RPM Variance、BPM Variance、体动信号、睡眠状态分期图。

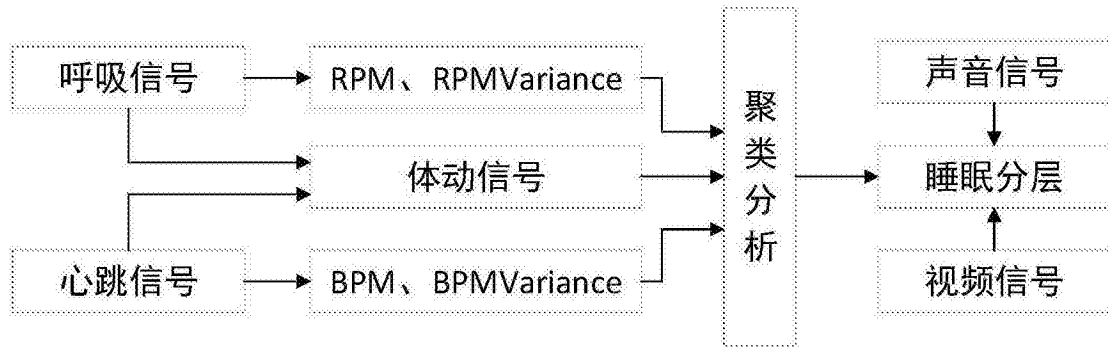


图1

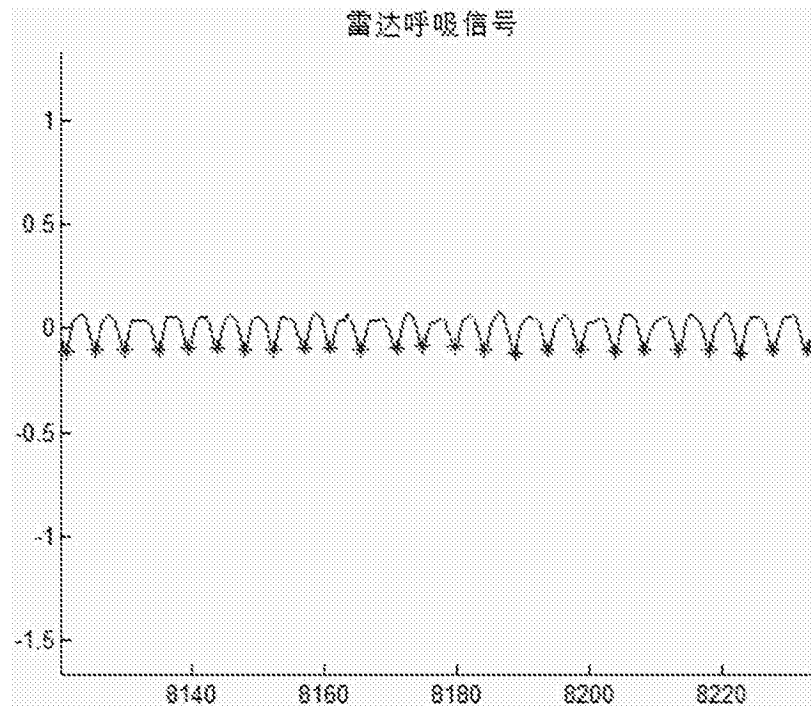


图2

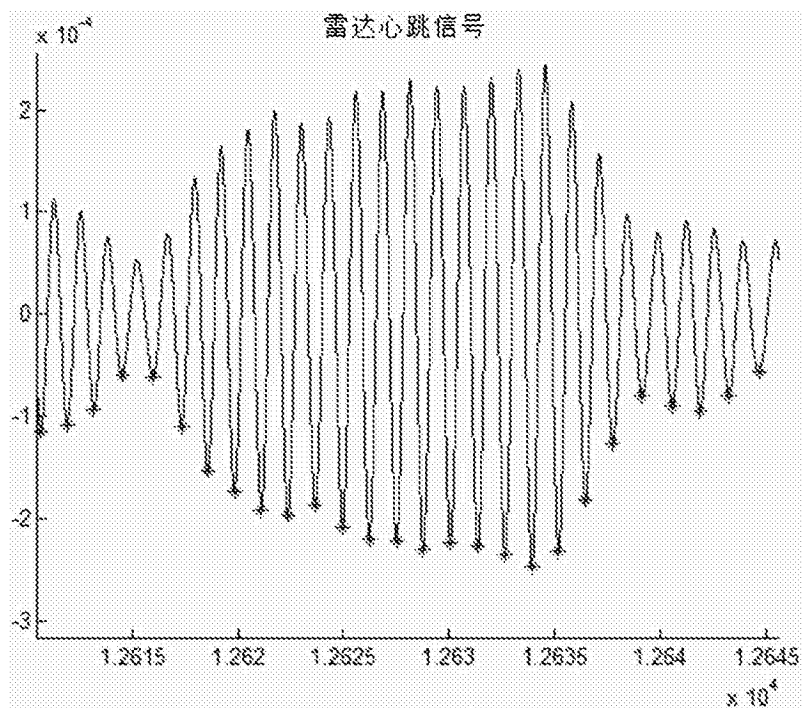


图3

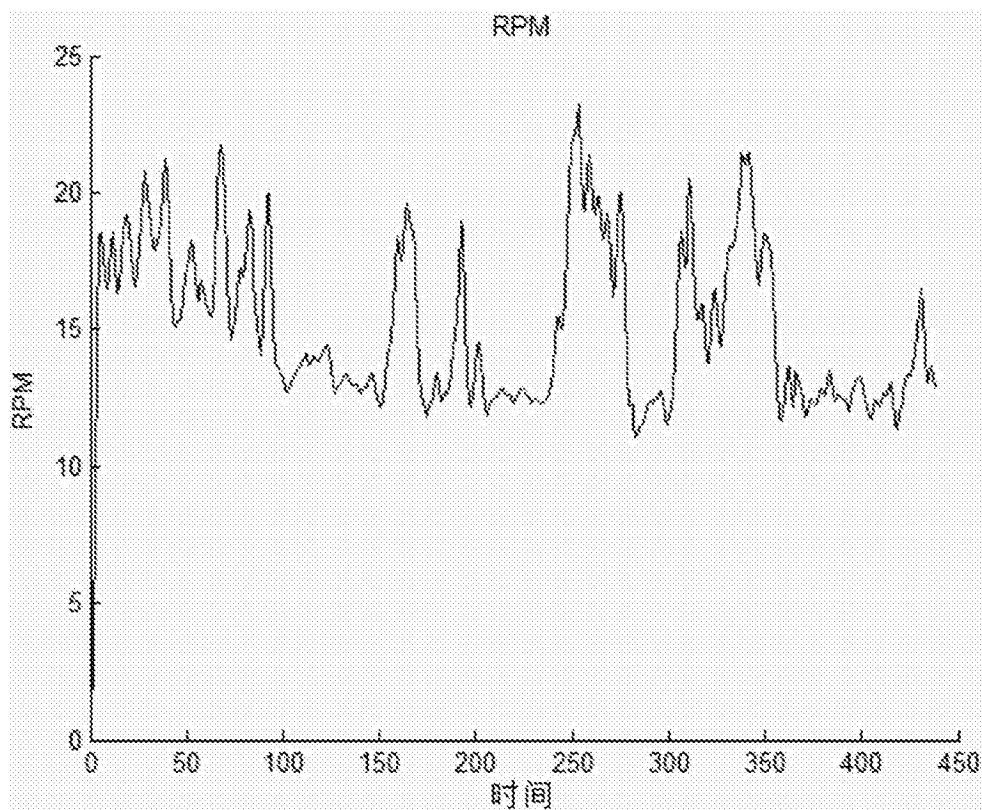


图4

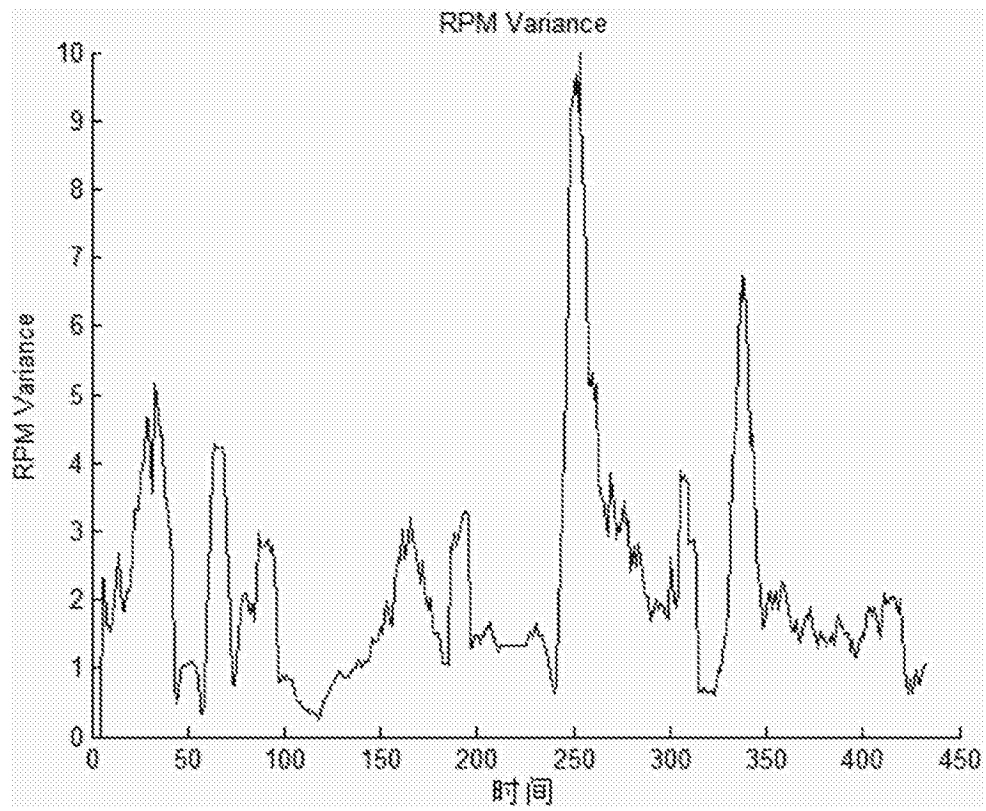


图5

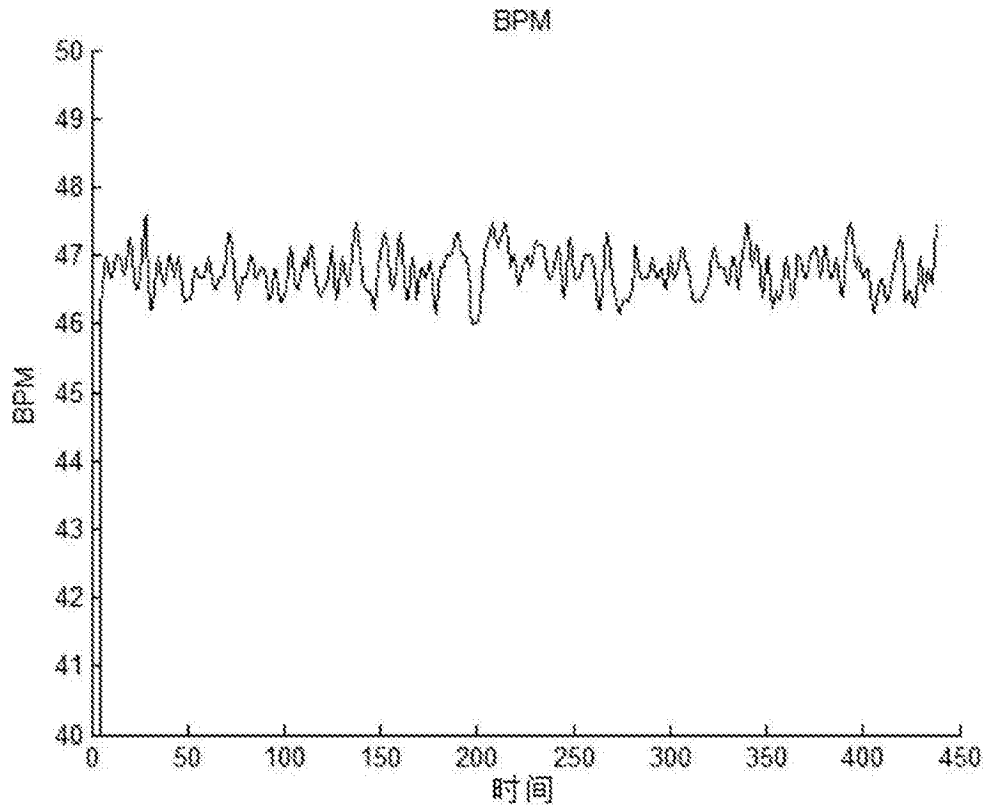


图6

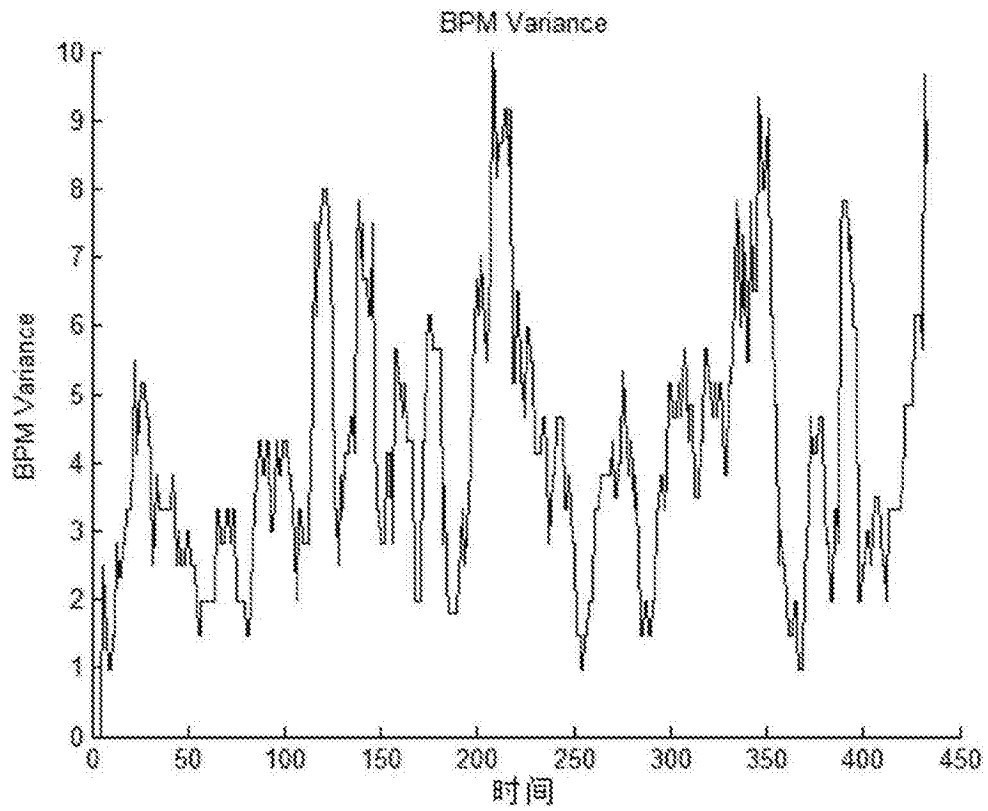


图7

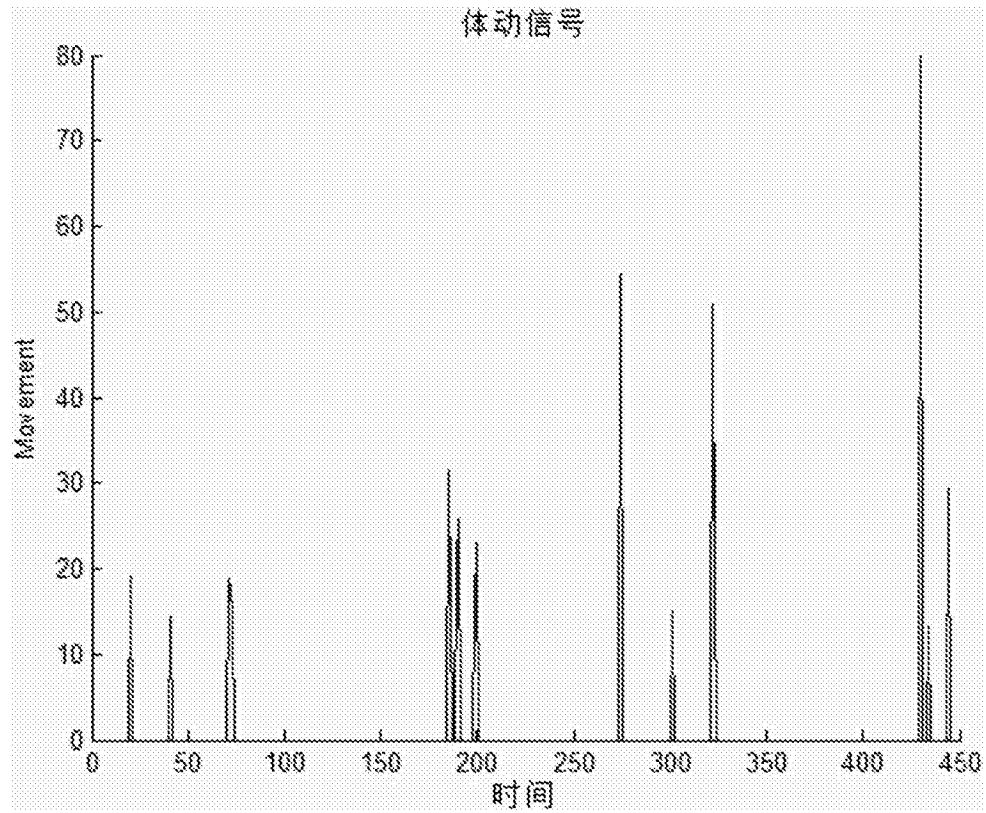


图8

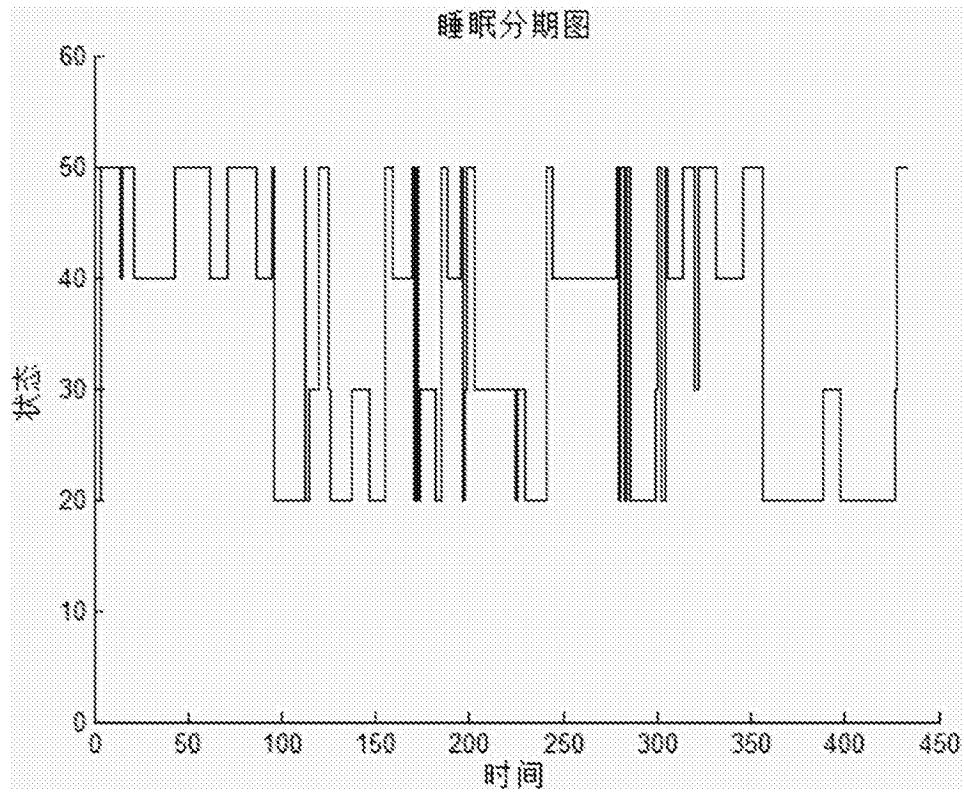


图9

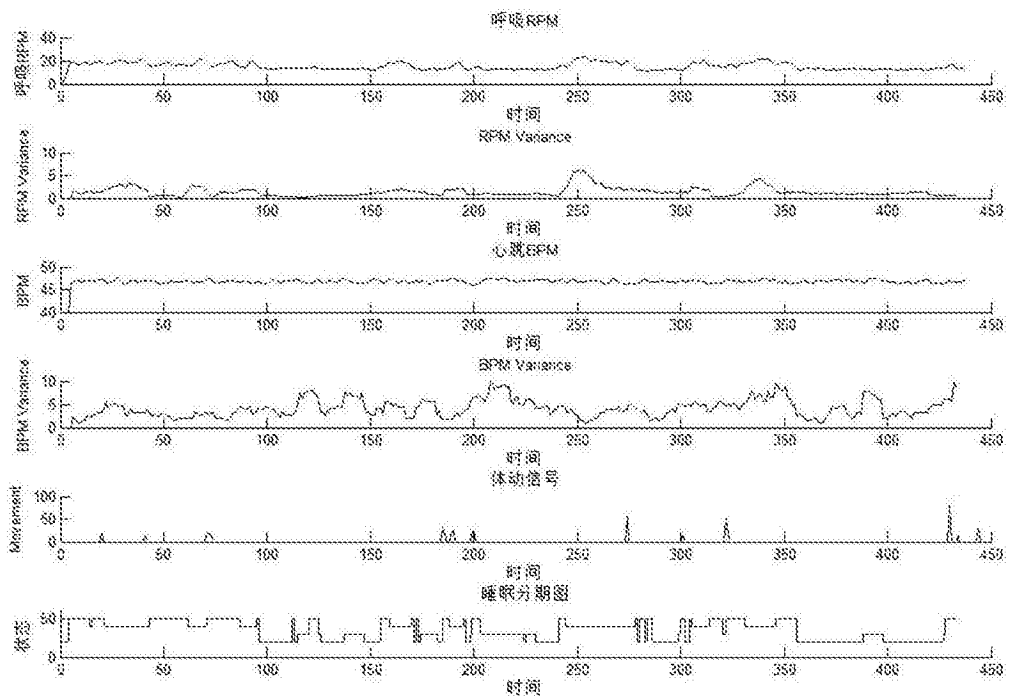


图10

专利名称(译)	非接触式睡眠分期方法		
公开(公告)号	CN107307846A	公开(公告)日	2017-11-03
申请号	CN201610270933.1	申请日	2016-04-27
[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 周志强 杨宇鑫 顾陈 李彧晟 朱晓华		
发明人	洪弘 周志强 杨宇鑫 顾陈 李彧晟 朱晓华		
IPC分类号	A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种非接触式睡眠分期方法，步骤如下：步骤1，将雷达回波信号进行滤波，分别得到呼吸信号和心跳信号；步骤2，根据呼吸信号得到每分钟呼吸次数即RPM、每分钟呼吸次数的方差即RPM Variance，根据心跳信号得到每分钟心跳次数即BPM、每分钟心跳次数的方差即BPM Variance，根据呼吸信号得到体动信号；步骤3，将步骤2所得的RPM、RPM Variance，BPM、BPM Variance、体动信号分别进行聚类分析；步骤4，根据声音信号、视频信号、以及步骤3聚类分析所得信号对睡眠状态进行划分，得到睡眠状态的划分结果。本发明可方便医务人员根据病人的实际睡眠情况及时采取治疗措施，具有高安全性、高准确性、小型化和智能化的优点。

