



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210408398 U

(45)授权公告日 2020. 04. 28

(21)申请号 201822200598.5

(22)申请日 2018.12.26

(73)专利权人 南京茂森电子科技有限公司

地址 210008 江苏省南京市栖霞区尧化街
道科创路1号04栋705室

(72)发明人 崔佳佳 吴健康

(74)专利代理机构 北京清诚知识产权代理有限公司 11691

代理人 乔东峰 耿晓岳

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

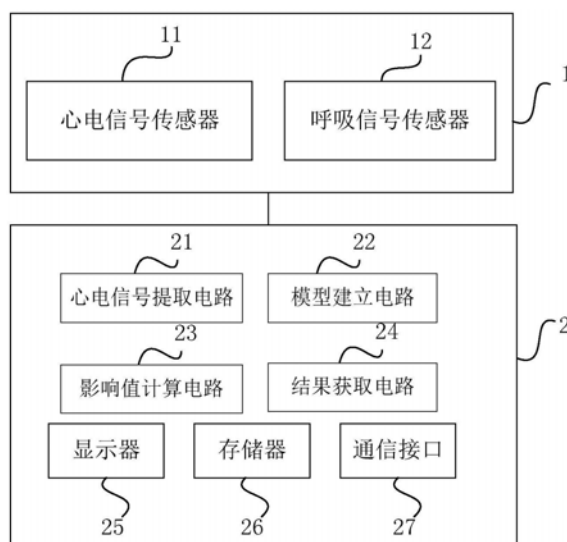
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)实用新型名称

一种呼吸对心率调制的定量分析装置

(57)摘要

本实用新型公开了一种呼吸对心率调制的定量分析装置。所述装置包括同步采集设备,用于人体的心电信号和呼吸信号。还包括定量分析设备,其从所述心电信号中提取RR间期时间序列;建立RR间期时间序列与呼吸信号时间序列的二元回归模型;将所述二元回归模型转换到频域,计算呼吸信号时间序列对RR间期时间序列的影响值;将所述影响值变换到时域,获得呼吸对心率的时域作用结果。本实用新型得到的呼吸对心率变化的影响值能精确量化人体实时的呼吸对心率的调制作用值。



1. 一种呼吸对心率调制的定量分析装置,其特征在于,包括:
同步采集设备,用于人体的心电信号和呼吸信号;
定量分析设备,包括:
心电信号提取电路,用于从所述心电信号中提取RR间期时间序列;
模型建立电路,用于建立RR间期时间序列与呼吸信号时间序列的二元回归模型;
影响值计算电路,用于所述二元回归模型转换到频域,计算呼吸信号时间序列对RR间期时间序列的影响值;
结果获取电路,用于将所述影响值变换到时域,获得呼吸对心率的时域作用结果。
2. 如权利要求1所述的呼吸对心率调制的定量分析装置,其特征在于,所述同步采集设备包括心电传感器和呼吸信号传感器,分别用于采集心电信号和呼吸信号。
3. 如权利要求2所述的呼吸对心率调制的定量分析装置,其特征在于,所述同步采集设备还包括同步控制单元,用于控制所述心电传感器和呼吸信号传感器的同步采集。
4. 如权利要求1所述的呼吸对心率调制的定量分析装置,其特征在于,所述定量分析设备可以与同步采集设备以有线方式连接。
5. 如权利要求1所述的呼吸对心率调制的定量分析装置,其特征在于,所述定量分析设备为PC、平板电脑或智能手机。
6. 如权利要求1所述的呼吸对心率调制的定量分析装置,其特征在于,还包括显示器,用于显示所述呼吸对心率的时域作用结果。
7. 如权利要求1所述的呼吸对心率调制的定量分析装置,其特征在于,还包括存储器,用于存储计算机程序。
8. 如权利要求1所述的呼吸对心率调制的定量分析装置,其特征在于,还包括通信接口,用于将所述呼吸对心率的时域作用结果发送给便携式终端。

一种呼吸对心率调制的定量分析装置

技术领域

[0001] 本申请涉及人体健康评测技术领域,具体涉及一种呼吸对心率调制的定量分析装置。

背景技术

[0002] 心血管系统受到神经调节、体液调节和自身调节,这些调节是通过各种反射来实现的,调节的因素很多,调节的过程也很复杂。心肺交互作用通常也称为心肺耦合,是指心血管循环系统与呼吸系统之间的协调机制及其相互作用。

[0003] 人体在做吸气运动时,胸廓扩张,这一活动使支气管和细支气管的平滑肌层中的肺牵张感受器兴奋,发送冲动并将冲动传入到呼吸中枢。中枢将传入的信息进行整合,抑制迷走神经的活动,增强交感神经活性,从而使心率加快,血压升高。血压升高后,位于颈动脉窦和主动脉弓血管外膜下的动脉压力感受器兴奋,发放冲动并将冲动传入到中枢,中枢再次将传入信息整合后,增强迷走神经活性,抑制交感神经的活性,使心率减慢,血压降低;同时,血压升高引起心房和心室的血容量增多,使位于心房心室和肺循环大血管壁的心肺感受器兴奋,它们发放的冲动经中枢整合后,进一步降低交感神经活性,增强迷走神经活性,使心率减慢,血压下降。心率减慢引起血液中氧分压降低,颈动脉体和主动脉体化学感受器感受到变化,发放冲动并传入中枢,使呼吸加快,心率加快。上述这些感受器的活动与神经中枢共同作用,调节呼吸和心血管系统的活动。

[0004] 呼吸对心率的调制作用涉及到中枢神经系统、压力感受器以及血液动力学变化,其蕴含的生理信息可以用来辨识人体健康状态,也可以用于评估自主神经系统功能,用于睡眠质量定量测量和睡眠呼吸事件的检测等。申请号为CN201410090721、名称为“用于心肺系统的相位同步分析的系统和方法”的专利从相位的角度度量了心肺之间的同步;申请号为CN201610727847、名称为“一种量化心肺系统交互作用的分析方法”的专利利用深度学习的手段度量了心肺之间的交互过程;申请号为CN201810024192、名称为“基于CPC的非接触式睡眠评估方法及装置”的专利利用频域上的心肺信号的能量值进行了睡眠的分析。

[0005] 综上,实时量化呼吸对心率的调制作用对辨识人体健康状态,评估自主神经系统功能,及睡眠质量定量测量和睡眠呼吸事件的检测等有重要的意义。

发明内容

[0006] 本实用新型旨在解决现有技术无法对呼吸对心率的调制作用进行适当的、精确的量化的问题。

[0007] 为解决上述技术问题,本实用新型提出一种呼吸对心率调制的定量分析装置,包括:同步采集设备,用于人体的心电信号和呼吸信号;定量分析设备,用于执行计算机程序,以进行如下处理:从所述心电信号中提取RR间期时间序列;建立RR间期时间序列与呼吸信号时间序列的二元回归模型;将所述二元回归模型转换到频域,计算呼吸信号时间序列对RR间期时间序列的影响值;将所述影响值变换到时域,获得呼吸对心率的时域作用结果。

[0008] 根据本实用新型的优选实施方式,所述同步采集设备包括心电传感器和呼吸信号传感器,分别用采集心电信号和呼吸信号。

[0009] 根据本实用新型的优选实施方式,所述同步采集设备还包括同步控制单元,用于控制所述心电传感器和呼吸信号传感器的同步采集。

[0010] 根据本实用新型的优选实施方式,所述定量分析设备可以与同步采集设备以有线方式连接。

[0011] 根据本实用新型的优选实施方式,所述定量分析设备为PC、平板电脑或智能手机。

[0012] 根据本实用新型的优选实施方式,还包括显示器,用于显示所述呼吸对心率的时域作用结果。

[0013] 根据本实用新型的优选实施方式,还包括存储器,用于存储所述计算机程序。

[0014] 根据本实用新型的优选实施方式,还包括通信接口,用于将所述呼吸对心率的时域作用结果发送给便携式终端。

附图说明

[0015] 图1显示了本实用新型的呼吸对心率调制的定量分析装置的结构示意图;

[0016] 图2是本实用新型的呼吸对心率调制的定量分析方法的流程图;

[0017] 图3是本实用新型一个实施例的心电、呼吸序列的示意图;

[0018] 图4是本实用新型的一个实施例的时域RR间期结果图和频域上的输出结果示意图;

[0019] 图5是本实用新型的一个实施例中受试者在不同的生理状态下的分析结果输出示意图。

具体实施方式

[0020] 应先呈明,本文中的术语“和/或”仅仅是一种描述关联对象的关联关系,表示可以存在三种关系,例如,“A和/或B”可以表示:单独存在A,同时存在A和B,单独存在B这三种情况。另外,本文中字符“/”,一般表示前后关联对象是一种“或”的关系。

[0021] 总的来说,本实用新型提出一种呼吸对心率调制的定量分析装置,包括同步采集设备和定量分析设备,定量分析设备包括:心电信号提取电路,用于从所述心电信号中提取RR间期时间序列;模型建立电路,用于建立RR间期时间序列与呼吸信号时间序列的二元回归模型;影响值计算电路,用于将所述二元回归模型转换到频域,计算呼吸信号时间序列对RR间期时间序列的影响值;结果获取电路,用于将所述影响值变换到时域,获得呼吸对心率的时域作用结果。利用上述量化过程,对于长期监测过程的整段信号,采用时间窗进行滑动,在每个窗口搭建二元回归模型和呼吸对心率的调制作用的影响值的计算,从而实现实时量化呼吸对心率的调制作用。

[0022] 同步采集设备用于人体的心电信号和呼吸信号,而定量分析设备则用于处理所采集的信号对量化呼吸对心率的调制作用。优选的,所述定量分析设备还包括显示器、存储器和通信接口中的至少一个。显示器用于显示所述呼吸对心率的时域作用结果。存储器用于存储所述计算机程序。通信接口用于将所述呼吸对心率的时域作用结果发送给便携式终端。

[0023] 下面将参照附图更详细地描述本明的示例性实施例。虽然附图中显示了本实用新型的示例性实施例,然而应当理解,本实用新型可以以各种形式实现,实施例并不是用于限制本实用新型的范围。相反,提供这些实施例的目的是为了使本领域的技术人员更透彻地理解本实用新型。

[0024] 图1显示了本实用新型的呼吸对心率调制的定量分析装置的结构示意图。如图1所示,该装置包括同步采集设备1定量分析设备2。同步采集设备1用于采集人体的心电信号和呼吸信号。同步采集设备包括心电传感器11和呼吸信号传感器12,二者分别用采集心电信号和呼吸信号。为了使两个传感器同步采集,该设备中还包括有同步控制单元(图1中未示出)。

[0025] 心电传感器11和呼吸信号传感器12可以分别构成独立的检测器,也可以集成在一个检测器中,一个独立的检测器中还可以集成同步控制器、电源、信号预处理电路等,在此不再赘述。

[0026] 同步采集设备1同步采集到的心电信号和呼吸信号,被发送到定量分析设备2。该定量分析设备2可以与同步采集设备1以有线方式连接。但是,本实用新型不限于有线通信方式,同步采集设备1也可以将信号以无线方式发送到定量分析设备2。

[0027] 定量分析设备2可以是任何具有信号处理功能的器件,其可以是专门的设备,也可以是由通用计算设备实现,例如PC、平板电脑或智能手机。在另外的实施方式中,定量分析设备2也可以和同步采集设备1集成在一块,成为单独的一个器件。

[0028] 如图1所示,定量分析设备2包括心电信号提取电路21,用于从所述心电信号中提取RR间期时间序列。还包括模型建立电路22,其用于建立RR间期时间序列与呼吸信号时间序列的二元回归模型。还包括影响值计算电路23,其用于将所述二元回归模型转换到频域,计算呼吸信号时间序列对RR间期时间序列的影响值。还包括结果获取电路24,其用于将所述影响值变换到时域,获得呼吸对心率的时域作用结果。此外,该实施例中,定量分析设备2还包括显示器25、存储器26和通信接口27。显示器25用于显示所述呼吸对心率的时域作用结果。存储器26用于存储所述计算机程序。通信接口27用于将所述呼吸对心率的时域作用结果发送给便携式终端。

[0029] 图2是本实用新型的呼吸对心率调制的定量分析方法的流程图,如图2所示,呼吸对心率调制的定量分析方法包括以下步骤:

[0030] S1.采集人体的心电信号和呼吸信号,并从所述心电信号中提取RR间期时间序列。

[0031] (1)采集人体的心电信号和呼吸信号。在一个实施例中,如图3所示,选取在短平稳呼吸状态下的心电和呼吸信号,优选的,要求这段时间为3~5min,即180~300秒;这段状态可以是静息状态、睡眠状态、深呼吸状态或者是缓慢呼吸的调制状态等。

[0032] (2)优选的,从心电信号中提取出RR间期时间序列并根据RR间期序列,在短期平稳状态下为高斯分布的假设下,将异常点由插值代替;具体而言,可以对不满足下式的RR间期值做三次样条插值处理。

[0033] $|RRI_i - \overline{RRI}| < 1.5 * Std(RRI)$

[0034] $0.7 * RRI_{i-1} < RRI_i < 1.3 * RRI_{i-1}$

[0035] S2.建立RR间期时间序列与呼吸信号时间序列的二元回归模型。

[0036] (3)将RR间期序列通过三次样条插值重采样到与呼吸序列相同的采样率,同时将

两个时间序列归一化到均值为0,方差为1,建立RR与呼吸序列的二元回归模型;

$$[0037] \quad X_1(t) = \sum_{j=1}^p A_{11,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{12,j} X_2(t-j) + \xi_1(t)$$

$$[0038] \quad X_2(t) = \sum_{j=1}^p A_{21,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{22,j} X_2(t-j) + \xi_2(t)$$

[0039] 二元回归模型中的点数p的选取是基于最大化时长,最小化残差的原则,计算不同p值下的AIC和BIC系数,选取AIC和BIC最小时的p值作为回归模型的延迟p。AIC和BIC的计算如下所示。

$$[0040] \quad AIC(p) = \ln(\det(\Sigma)) + \frac{2pn^2}{T}$$

$$[0041] \quad BIC(p) = \ln(\det(\Sigma)) + \frac{\ln(T)pn^2}{T}$$

[0042] S3.将所述二元回归模型转换到频域,计算呼吸信号时间序列对RR间期时间序列的影响值。

[0043] (4)将模型参数通过傅里叶变换转换到频域;

$$[0044] \quad \begin{pmatrix} A_{11}(f) & A_{12}(f) \\ A_{21}(f) & A_{22}(f) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} E_1(f) \\ E_2(f) \end{pmatrix}$$

$$[0045] \quad \text{其中 } A_{lm}(f) = \delta_{lm} - \sum_{j=1}^p A_{lm}(j) e^{(-i2\pi f j)}$$

$$[0046] \quad \delta_{lm} = 0 \quad (l \neq m), \delta_{lm} = 1 \quad (l = m)$$

[0047] 为了便于后续的计算,对上述矩阵做如下变换:

$$[0048] \quad \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} H_{11}(f) & H_{12}(f) \\ H_{21}(f) & H_{22}(f) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_1(f) \\ E_2(f) \end{pmatrix}$$

[0049] (5)利用格兰杰因果关系分析法,按照下列同时分析计算出这段时间内呼吸对RR序列的变化在频域上不同频点的影响值G;

$$[0050] \quad S(f) = \langle X(f) X^*(f) \rangle = \langle H(f) \Sigma H^*(f) \rangle$$

$$[0051] \quad S(f) = \begin{pmatrix} S_{xx}(f) & S_{xy}(f) \\ S_{yx}(f) & S_{yy}(f) \end{pmatrix}$$

$$[0052] \quad G_{Y \rightarrow X}(f) = \ln \left(\frac{|S_{xx}(f)|}{|S_{xx}(f) - H_{xy}(f) \Sigma_{y|x} H_{xy}(f)^*|} \right)$$

$$[0053] \quad \sum_{y|x} = \sum_{yy} - \sum_{yx} \sum_{xx}^{-1} \sum_{xy}$$

[0054] 影响值G的计算源于格兰杰因果关系分析理论。如下公式所示通过度量二元回归残差相对于一元回归的残差的减少,表征和度量两个序列之间的影响关系。

$$[0055] \quad G_{2 \rightarrow 1} = \ln \frac{\text{var}(\xi_{1R(12)})}{\text{var}(\xi_{1U})}$$

[0056] 将这一理论应用到RR间期序列值和呼吸序列值的频域和能量的度量上,其中,频域能量值计算如下所示。

$$[0057] \quad S(f) = \langle X(f) X^*(f) \rangle = \langle H(f) \Sigma H^*(f) \rangle$$

[0058] 在计算过程中,将二元回归模型在频域上表示出来如下:

$$[0059] \quad S(f) = \begin{pmatrix} S_{xx}(f) & S_{xy}(f) \\ S_{yx}(f) & S_{yy}(f) \end{pmatrix}$$

[0060] 最终通过矩阵的变换技巧,得到影响值G

$$[0061] \quad G_{Y \rightarrow X}(f) = \ln \left(\frac{|S_{xx}(f)|}{|S_{xx}(f) - H_{xy}(f) \Sigma_{y|x} H_{xy}(f)^*|} \right)$$

$$[0062] \quad \text{其中, } \sum_{y|x} = \sum_{yy} - \sum_{yx} \sum_{xx}^{-1} \sum_{xy}$$

[0063] S4.将所述影响值变换到时域,获得呼吸对心率的时域作用结果。

[0064] (6) 如图3所示,将影响值G与RR间期分布的傅里叶变换相乘,作为呼吸对心率变化在频域上的效果值,最后通过傅里叶反变换将效果值转换到时间域,作为呼吸对心率在这段短时间内的调制作用的量化。在图4中,蓝色表示原始的RR间期序列图像,黄色表示呼吸对RR间期变化的影响值,橙色表示剩余部分,紫色表示这段时间的呼吸信号。

[0065] (7) 利用上述量化过程,对于长期监测过程的整段信号,采用时间窗进行滑动,在每个窗口搭建二元模型和呼吸对心率的调制作用的效果值的计算,从而实现实时量化呼吸对心率的调制作用。如图5所示,系统输出受试者在不同的呼吸和生理状态下的呼吸对心率的调制作用的在时域和频域上的效果值。从上到下依次为急促深呼吸状态、静息状态、浅眠状态和刻意降低呼吸率的调制状态。

[0066] 本实用新型实时输出量化呼吸对心率的调制作用,对辨识人体生理和心理健康状态,评估自主神经系统功能,及睡眠质量定量测量和睡眠呼吸事件的检测等有很大帮助。

[0067] 应当理解,为了精简本实用新型并帮助本领域的技术人员理解本实用新型的各个方面,在上面对本实用新型的示例性实施例的描述中,本实用新型的各个特征有时在单个实施例中描述,或者参照单个图进行描述。但是,不应将本实用新型解释成示例性实施例中包括的特征均为本专利权利要求的必要技术特征。

[0068] 应当理解,可以对本实用新型的一个实施例的设备中包括的模块、单元、组件等进行自适应性地改变以把它们设置在与该实施例不同的设备中。可以把实施例的设备包括的

不同模块、单元或组件组合成一个模块、单元或组件,也可以把它们分成多个子模块、子单元或子组件。

[0069] 本实用新型的实施例中的模块、单元或组件可以以硬件方式实现,也可以以一个或者多个处理器上运行的软件方式实现,或者以它们的组合实现。本领域的技术人员应当理解,可以在实践中使用微处理器或者数字信号处理器 (DSP) 来实现根据本实用新型实施例。本实用新型还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的计算机程序产品或计算机可读介质上。

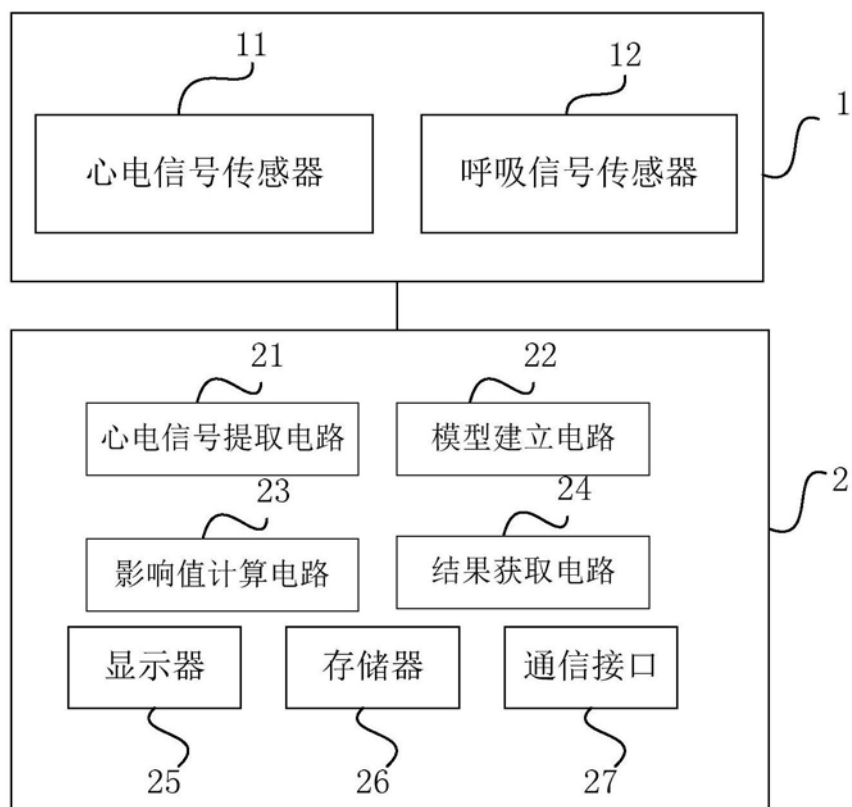


图1

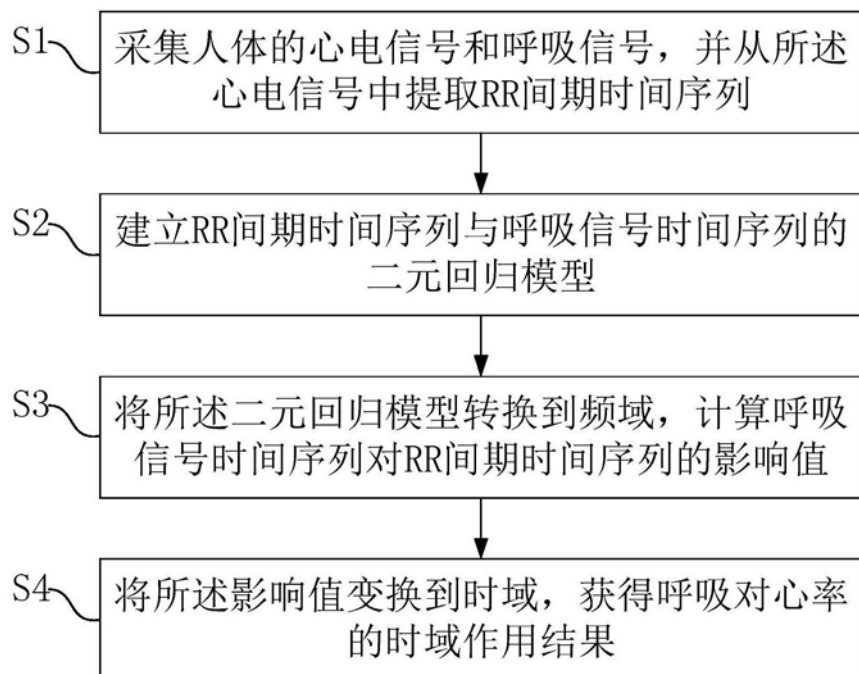


图2

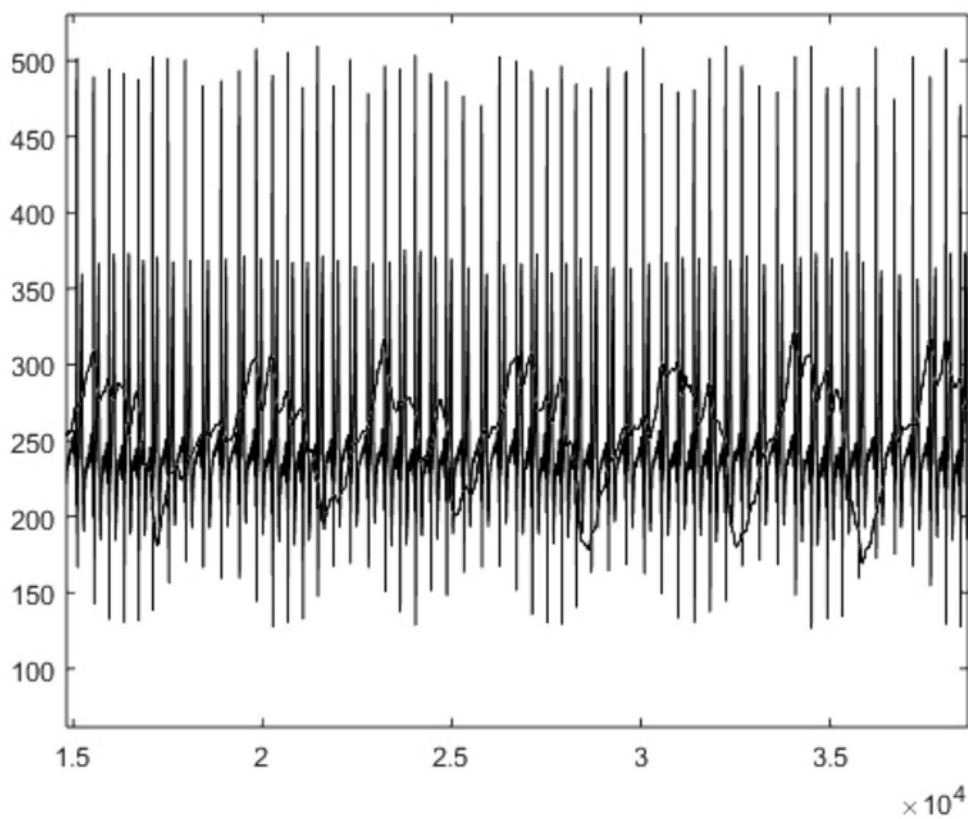


图3

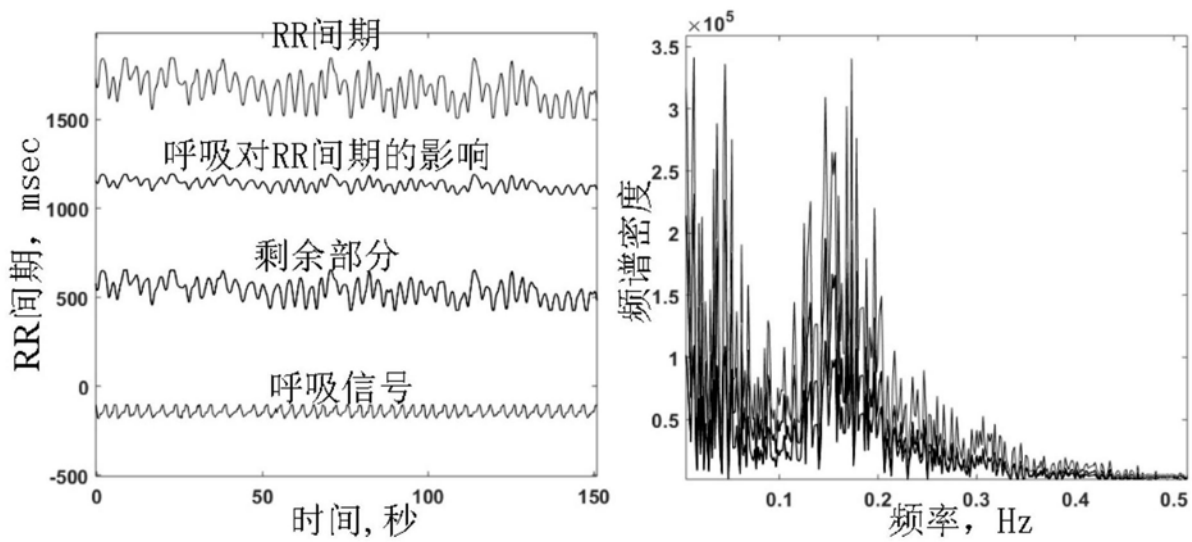


图4

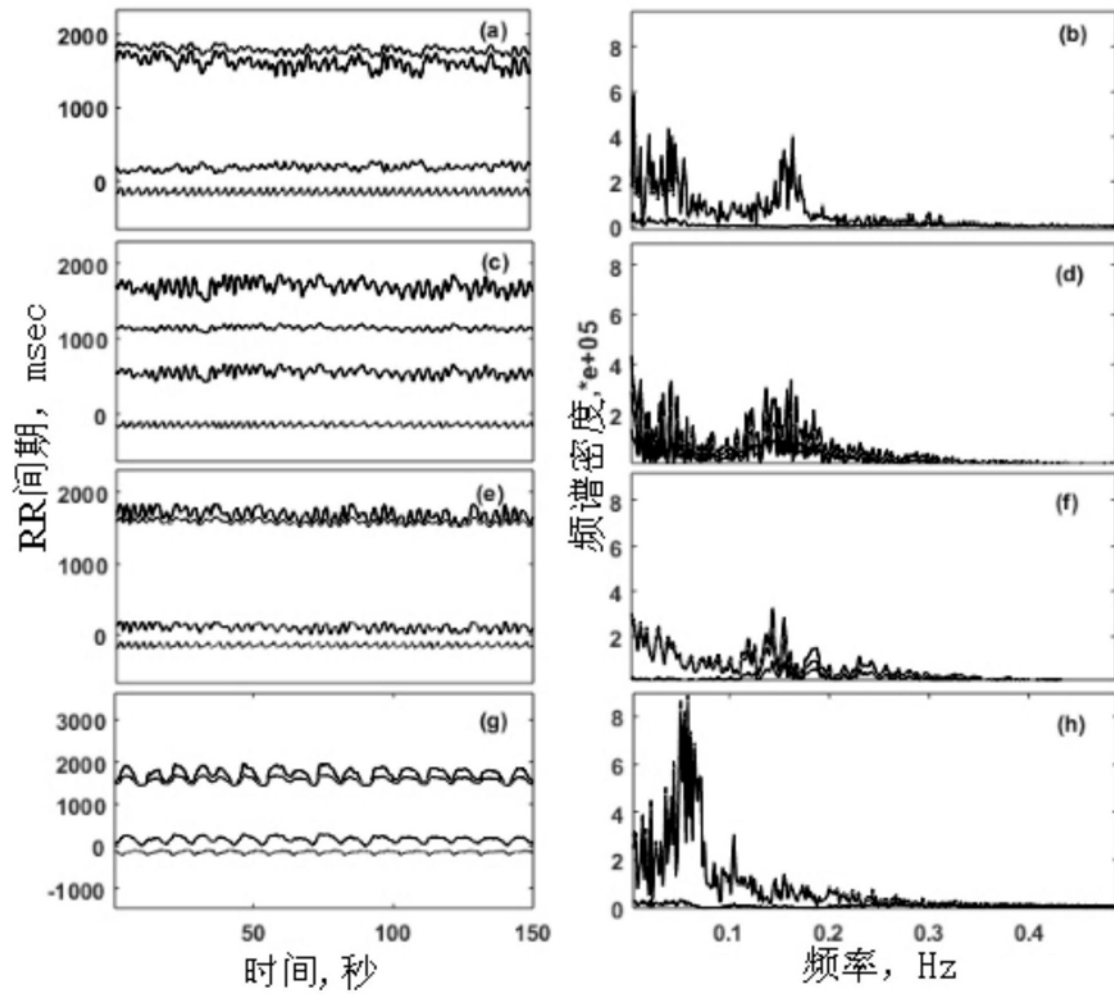


图5

专利名称(译)	一种呼吸对心率调制的定量分析装置		
公开(公告)号	CN210408398U	公开(公告)日	2020-04-28
申请号	CN201822200598.5	申请日	2018-12-26
[标]发明人	崔佳佳 吴健康		
发明人	崔佳佳 吴健康		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种呼吸对心率调制的定量分析装置。所述装置包括同步采集设备，用于人体的心电信号和呼吸信号。还包括定量分析设备，其从所述心电信号中提取RR间期时间序列；建立RR间期时间序列与呼吸信号时间序列的二元回归模型；将所述二元回归模型转换到频域，计算呼吸信号时间序列对RR间期时间序列的影响值；将所述影响值变换到时域，获得呼吸对心率的时域作用结果。本实用新型得到的呼吸对心率变化的影响值能精确量化人体实时的呼吸对心率的调制作用值。

