



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110495862 A  
(43)申请公布日 2019. 11. 26

(21)申请号 201910799044.8

(22)申请日 2019.08.27

(71)申请人 中科宁心电子科技(南京)有限公司  
地址 210000 江苏省南京市栖霞区尧化街  
道科创路1号综合楼603室

(72)发明人 吴健康 崔佳佳

(74)专利代理机构 北京超凡宏宇专利代理事务  
所(特殊普通合伙) 11463  
代理人 荣颖佳

(51) Int. Cl.  
A61B 5/0205(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书15页 附图4页

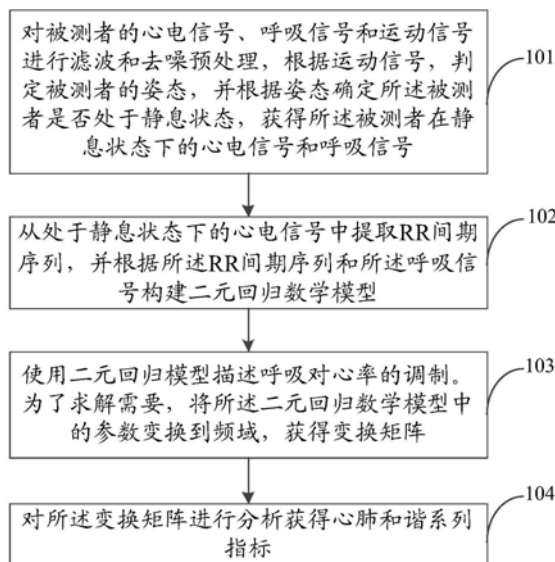
(54)发明名称

一种心肺和谐系列指标评测方法、装置及系统

(57)摘要

本申请提供一种心肺和谐系列指标评测方法、装置及系统。该方法包括:对被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行滤波和去噪预处理,从心电信号中提取RR间期序列,并根据RR间期序列和呼吸信号构建二元回归数学模型;将二元回归数学模型中的参数变换到频域获得变换矩阵;对变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标;心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子;心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值。本申请实施例通过提出心肺和谐系列指标这一概念,提供了心肺和谐系列指标获取方法,能够为心肺代谢系统的评估提供可靠的数字度量。

CN 110495862 A



1. 一种心肺和谐系列指标评测方法,其特征在于,包括:

对被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行滤波和去噪预处理,根据运动信号,判定被测者的姿态,并根据姿态确定所述被测者是否处于静息状态,获得所述被测者在静息状态下的心电信号和呼吸信号;

从处于静息状态下的所述心电信号中提取RR间期序列,并根据所述RR间期序列和处于静息状态下的所述呼吸信号构建二元回归数学模型;

将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域,获得变换矩阵;

对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标;其中,所述心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子;所述心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值;所述心肺和谐度为所述心肺和谐曲线中的最大影响值;所述心肺谐振频率为所述最大影响值对应的谐振频率;所述心肺谐振因子为所述影响值的平方的均值;所述心肺谐振品质因子为所述心肺谐振频率与所述心肺和谐曲线带宽的比值。

2. 一种心肺和谐系列指标评测装置,其特征在于,包括:

预处理模块,用于对被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行滤波和去噪预处理,根据运动信号,判定被测者的姿态,并根据姿态确定所述被测者是否处于静息状态,获得所述被测者在静息状态下的心电信号和呼吸信号;

模型构建模块,用于从所述心电信号中提取RR间期序列,并根据所述RR间期序列和静息状态下的呼吸信号构建二元回归数学模型;

变换模块,用于将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域,获得变换矩阵;

指标获得模块,用于对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标;其中,所述心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子;所述心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值;所述心肺和谐度为所述心肺和谐曲线中的最大影响值;所述心肺谐振频率为所述最大影响值对应的谐振频率;所述心肺谐振因子为所述的影响值的平方的均值;所述心肺谐振品质因子为所述心肺谐振频率与所述心肺和谐曲线带宽的比值。

3. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,模型构建模块具体用于:

获取所述RR间期序列中的异常点,并用三次样条插值方法替换所述异常点,获得处理后RR间期序列;

根据所述处理后RR间期序列和所述呼吸信号构建二元回归数学模型。

4. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,模型构建模块具体用于:

若所述RR间期序列中的值不满足预设公式,则该值为异常点;

其中,所述预设公式为: 
$$\begin{cases} |RRI_i - \overline{RRI}| < 1.5 * \text{Std}(RRI) \\ 0.7 * RRI_{i-1} < RRI_i < 1.3 * RRI_{i-1} \end{cases}; RRI_i \text{ 为第 } i \text{ 个 RR 间期序列值,}$$

$\overline{RRI}$  为所述RR间期序列的平均值, $RRI_{i-1}$  为第*i*-1个RR间期序列值, $\text{Std}(RRI)$  为所述RR间期序列的标准偏差,*i* 为正整数。

5. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,模型构建模块具体用于:

获取所述RR间期序列中的异常点,用三次样条插值方法替换所述异常点,并对插值后

的RR间期序列进行重采样,获得所述处理后RR间期序列;其中,所述处理后RR间期序列的采样率与所述呼吸信号的采样率相同。

6. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,模型构建模块还用于:

分别将所述RR间期序列和所述呼吸信号进行归一化处理,并根据归一化后的RR间期序列和归一化后的呼吸信号构建如下二元回归数学模型:

$$\begin{aligned} X_1(t) &= \sum_{j=1}^p A_{11,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{12,j} X_2(t-j) + \xi_1(t) \\ X_2(t) &= \sum_{j=1}^p A_{21,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{22,j} X_2(t-j) + \xi_2(t) \end{aligned};$$

其中,  $A_{11,j}$ 、 $A_{12,j}$ 、 $A_{21,j}$ 和 $A_{22,j}$ 均为二元回归数学模型的回归系数;  $X_1$ 为所述RR间期序列;  $X_2$ 为所述呼吸信号;  $\xi_1(t)$ 和 $\xi_2(t)$ 均为回归残差;  $p$ 表示选取的回归序列的长度,  $t$ 表示所述RR间期序列或所述呼吸信号所处的时刻,  $j$ 为正整数,且 $1 \leq j \leq p$ 。

7. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,变换模块具体用于:

将所述二元回归数学模型中的参数进行傅里叶变换,获得变换矩阵。

8. 根据权利要求7所述的装置,其特征在于,变换模块具体用于:

将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域,获得如下变换矩阵:

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

其中,  $A_{lm}(f) = \delta_{lm} - \sum_{j=1}^p A_{lm}(j) e^{-i2\pi f j}$ ,  $\begin{cases} \delta_{lm} = 0, l = m \\ \delta_{lm} = 1, l \neq m \end{cases}$ ,  $X_1(f)$ 为RR间期序列的频域表示,

$X_2(f)$ 为呼吸信号的频域表示,  $E_1(f)$ 和 $E_2(f)$ 均为回归残差量的傅里叶变换,  $i$ 为复数单位。

9. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,指标获得模块具体用于:

利用格兰杰因果关系分析方法对所述变换矩阵进行分析,获得呼吸对RR间期序列在频域上不同频点的影响值,根据不同频点的影响值获得所述心肺和谐曲线。

10. 根据权利要求9所述的装置,其特征在于,指标获得模块具体用于:

通过以下公式对所述变换矩阵进行分析,获得呼吸对RR间期序列在频域上不同频点的影响值:

$$S(f) = \langle X(f) X^*(f) \rangle = \langle H(f) \Sigma H^*(f) \rangle;$$

$$S(f) = \begin{pmatrix} S_{xx}(f) & S_{xy}(f) \\ S_{yx}(f) & S_{yy}(f) \end{pmatrix};$$

$$G_{y \rightarrow x}(f) = \ln \left( \frac{|S_{xx}(f)|}{|S_{xx}(f) - H_{xy}(f) \sum_{y|x} H_{xy}^*(f)|} \right);$$

其中,  $X(f) = \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix}$ ,  $H(f)$ 为对矩阵块  $\begin{pmatrix} A_{11}(f) & A_{12}(f) \\ A_{21}(f) & A_{22}(f) \end{pmatrix}$ 求逆的结果;  $S(f)$ 为经过 $X(f)$

进行矩阵变换获得;  $\sum_{y|x} = \sum_{yy} - \sum_{yx} \sum_{xx}^{-1} \sum_{xy}$ ;  $G_{y \rightarrow x}(f)$ 为呼吸对RR间期序列在频域上不同频点的影响值;  $x$ 表示RR间期序列,  $y$ 表示呼吸信号;

根据不同频点的影响值获得所述心肺和谐曲线。

11. 一种心肺和谐系列指标评测系统,其特征在于,包括:穿戴式电子设备、权利要求2-10任一项所述心肺和谐系列指标评测装置,以及用户和数据管理子系统;

所述穿戴式电子设备用于采集被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号,并通过蓝牙向所述心肺和谐系列指标评测装置发送所述心电信号、所述呼吸信号和所述运动信号;

所述心肺和谐系列指标评测装置运行在智能手机或便携式计算设备PAD上,通过蓝牙接收来自穿戴式电子设备的所述被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号,并根据所述被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行分析处理,获得心肺和谐系列指标,并将获得的心肺和谐系列指标上传至用户和数据管理子系统。

12. 根据权利要求11所述的心肺和谐系列指标评测系统,其特征在于,所述穿戴式电子设备为微型、佩戴于胸前的电子设备,且所述穿戴式电子设备包括:

心电电极,用于采集单导联心电信号;

呼吸传感器,用于根据测量胸阻抗原理或由呼吸引起的胸部运动采集呼吸信号;

运动传感器,用于测量被测者躯干的三维加速度;

同步采集单元,用于对心电信号和呼吸信号进行放大和AD转换,接收控制器指令,并根据控制器指令同步采集心电、呼吸和运动信号,打包成数据包,送往蓝牙传输单元;

蓝牙传输单元,将从同步采集单元接收到的数据包发往处理和分析子系统。

13. 根据权利要求11所述的心肺和谐系列指标评测系统,其特征在于,所述用户和数据管理子系统包括通信连接的中心数据库和医生终端;

所述中心数据库接收来自心肺和谐系列指标评测装置的被测者数据,其中所述被测者数据包括被测者的心肺和谐系列指标;

所述中心数据库接收医生终端的操作指令,根据所述心肺和谐系列指标和所述操作指令生成检测报告。

## 一种心肺和谐系列指标评测方法、装置及系统

### 技术领域

[0001] 本申请涉及信息处理技术领域,具体而言,涉及一种心肺和谐系列指标评测方法、装置及系统。

### 背景技术

[0002] 人体心肺代谢系统为各器官和细胞提供营养,保证生命体的正常运行。国际上公认的呼吸心率调制(Respiration Sinus Arrhythmia RSA)是心肺协调工作,以保障高效输送氧气和营养,回收代谢物的生理机制。大量研究证明,呼吸心率调制(RSA)的水平直接与人体生理和心理健康相关、表征副交感神经的活动程度。这样,定量、准确地给出呼吸心率调制(RSA)的评测指标,成为相关科学研究和临床应用的关键技术和手段。然而,人体心肺代谢系统受自主神经调控,受外部环境、内部感染、运动、心理、等多种因素的影响。使得呼吸心率调制(RSA)评测指标研究面临很大困难。

[0003] 现有RSA度量指标包括:中国专利200410039589.2《反馈型腹式呼吸训练仪》,使用呼气和吸气间隔中的心电的RMSSD均方根值表示。该指标完全没有顾及RSA的生理学机制,当然谈不上有效性。国际上提出心肺耦合系数(CardioPulmonary Coupling CPC)的方法,用心率序列和呼吸信号在变换域内的互相关来表示心肺交互与和谐程度。然而,谱相关不一定说明此心率变化是由于呼吸调制引起的。CPC被认为比较好的表征了不同睡眠期内的自主神经调控状态。我们在MIT标准数据库上的实验证明,该作用非常有限;特别是与本发明的心肺和谐系列指标CRI相比,CRI对深睡期的分期准确率比CPC提高11%。本发明的发明人之前的中国专利201410524538.2《一种心率变异生物反馈锻炼系统方法和设备》,使用呼吸频率区间内的心率变异性功率谱相对于总功率谱的比值,称为“和谐指数Coh”相对较好地表征了心肺和谐水平。

[0004] 但是,上述方法都未能从呼吸对心率调制的本质出发,从而无法获得较为准确、完整的评测指标,以实现对人体心肺代谢系统效率的评估。

### 发明内容

[0005] 本申请实施例的目的在于提供一种心肺和谐系列指标评测方法、装置及系统,用以解决现有技术中无法获得较为准确、完整的呼吸心率调制(RSA)的数字指标系列,以实现心肺功能的评估。

[0006] 第一方面,本申请实施例提供一种心肺和谐系列指标评测方法,包括:

[0007] 对被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行滤波和去噪预处理,根据运动信号,判定被测者的姿态,并根据姿态确定所述被测者是否处于静息状态,获得所述被测者在静息状态下的心电信号和呼吸信号;

[0008] 从处于静息状态下的所述心电信号中提取RR间期序列,并根据所述RR间期序列和处于静息状态下的所述呼吸信号构建二元回归数学模型;

[0009] 将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域,获得变换矩阵;

[0010] 对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标；其中，所述心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子；所述心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值；所述心肺和谐度为所述心肺和谐曲线中的最大影响值；所述心肺谐振频率为所述最大影响值对应的谐振频率；所述心肺谐振因子为所述的影响值的平方的均值；所述心肺谐振因子为所述的影响值的平方的均值；所述心肺谐振品质因子为所述心肺谐振频率与所述心肺和谐曲线带宽的比值。

[0011] 本申请实施例通过提出了心肺和谐系列指标这一概念，并提供了心肺和谐系列指标获得的方法，能够为心肺代谢系统的评估提供了可靠的参考依据。

[0012] 可选地，根据所述RR间期序列和所述呼吸信号构建二元回归数学模型，包括：

[0013] 获取所述RR间期序列中的异常点，并用三次样条插值方法替换所述异常点，获得处理后RR间期序列；

[0014] 根据所述处理后RR间期序列和处于静息状态下的所述呼吸信号构建二元回归数学模型。

[0015] 本申请实施例通过将RR间期序列中的异常点去除，并用三次样条插值法进行插值，从而，获得较为准确的RR间期序列，进而提高了心肺和谐系列指标的准确性。

[0016] 可选地，获取所述RR间期序列中的异常点，包括：

[0017] 若所述RR间期序列中的值不满足预设公式，则该值为异常点；

[0018] 其中，所述预设公式为：
$$\begin{cases} |RRI_i - \overline{RRI}| < 1.5 * \text{Std}(RRI) \\ 0.7 * RRI_{i-1} < RRI_i < 1.3 * RRI_{i-1} \end{cases} ; RRI_i \text{ 为第 } i \text{ 个RR间期序列}$$

值， $\overline{RRI}$ 为所述RR间期序列的平均值， $RRI_{i-1}$ 为第*i-1*个RR间期序列值， $\text{Std}(RRI)$ 为所述RR间期序列的标准偏差，*i*为正整数。

[0019] 本申请实施例通过上述预设公式能够准确地获得到异常点。

[0020] 可选地，获取所述RR间期序列中的异常点，并用三次样条插值方法替换所述异常点，获得处理后RR间期序列，包括：

[0021] 获取所述RR间期序列中的异常点，用三次样条插值方法替换所述异常点，并对插值后的RR间期序列进行重采样，获得所述处理后RR间期序列；其中，所述处理后RR间期序列的采样率与所述呼吸信号的采样率相同。

[0022] 本申请实施例通过重采样使得RR间期序列与呼吸信号的采样率相同，使得二者的序列是同步的。

[0023] 可选地，根据所述RR间期序列和所述呼吸信号构建二元回归数学模型，包括：

[0024] 分别将所述RR间期序列和所述呼吸信号进行归一化处理，并根据归一化后的RR间期序列和归一化后的呼吸信号构建如下二元回归数学模型：

$$\begin{aligned} X_1(t) &= \sum_{j=1}^p A_{11,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{12,j} X_2(t-j) + \xi_1(t) \\ X_2(t) &= \sum_{j=1}^p A_{21,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{22,j} X_2(t-j) + \xi_2(t) \end{aligned} ;$$

[0026] 其中， $A_{11,j}$ 、 $A_{12,j}$ 、 $A_{21,j}$ 和 $A_{22,j}$ 均为二元回归数学模型的回归系数； $X_1$ 为所述RR间期

序列;  $X_2$  为所述呼吸信号;  $\xi_1(t)$  和  $\xi_2(t)$  均为回归残差;  $p$  表示选取的回归序列的长度,  $t$  表示所述 RR 间期序列或所述呼吸信号所处的时刻,  $j$  为正整数, 且  $1 \leq j \leq p$ 。

[0027] 本申请实施例通过构建二元回归数据模型能够准确地获得心肺和谐系列指标。

[0028] 可选地, 将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域, 获得变换矩阵, 包括:

[0029] 将所述二元回归数学模型中的参数进行傅里叶变换, 获得变换矩阵。

[0030] 本申请实施例通过进行傅里叶变换, 从而获得频域上的参数信息。

[0031] 可选地, 将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域, 获得变换矩阵, 包括:

[0032] 将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域, 获得如下变换矩阵:

$$[0033] \begin{pmatrix} A_{11}(f) & A_{12}(f) \\ A_{21}(f) & A_{22}(f) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} E_1(f) \\ E_2(f) \end{pmatrix};$$

[0034] 其中,  $A_{lm}(f) = \delta_{lm} - \sum_{j=1}^p A_{lm}(j)e^{-i2\pi fj}$ ,  $\begin{cases} \delta_{lm} = 0, l = m \\ \delta_{lm} = 1, l \neq m \end{cases}$ ,  $X_1(f)$  为 RR 间期序列的频域

表示,  $X_2(f)$  为呼吸信号的频域表示,  $E_1(f)$  和  $E_2(f)$  均为回归残差量的傅里叶变换,  $i$  为复数单位。

[0035] 可选地, 对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐曲线, 包括:

[0036] 利用格兰杰因果关系分析方法对所述变换矩阵进行分析, 获得呼吸对 RR 间期序列在频域上不同频点的影响值, 根据不同频点的影响值获得所述心肺和谐曲线。

[0037] 本申请实施例通过格兰杰因果关系分析方法能够获得到准确的呼吸对心率的调制情况。

[0038] 可选地, 对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐曲线, 包括:

[0039] 通过以下公式对所述变换矩阵进行分析, 获得呼吸对 RR 间期序列在频域上不同频点的影响值:

$$[0040] S(f) = \langle X(f) X^*(f) \rangle = \langle H(f) \Sigma H^*(f) \rangle;$$

$$[0041] S(f) = \begin{pmatrix} S_{xx}(f) & S_{xy}(f) \\ S_{yx}(f) & S_{yy}(f) \end{pmatrix};$$

$$[0042] G_{y \rightarrow x}(f) = \ln \left( \frac{|S_{xx}(f)|}{|S_{xx}(f) - H_{xy}(f) \sum_{yx} H_{xy}(f)^*|} \right);$$

[0043] 其中,  $X(f) = \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix}$ ;  $H(f)$  为对矩阵块  $\begin{pmatrix} A_{11}(f) & A_{12}(f) \\ A_{21}(f) & A_{22}(f) \end{pmatrix}$  求逆的结果;  $S(f)$  为经

过  $X(f)$  进行矩阵变换获得;  $\sum_{yx} = \sum_{yy} - \sum_{yx} \sum_{xx}^{-1} \sum_{xy}$ ;  $G_{y \rightarrow x}(f)$  为呼吸对 RR 间期序列在频域上不同频点的影响值;  $x$  表示 RR 间期序列,  $y$  表示呼吸信号;

[0044] 根据不同频点的影响值获得所述心肺和谐曲线。

[0045] 第二方面, 本申请实施例提供一种心肺和谐系列指标评测装置, 包括:

[0046] 预处理模块, 用于对被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行滤波和去噪预处理, 根据运动信号, 判定被测者的姿态, 并根据姿态确定所述被测者是否处于静息状态, 获得所述被测者在静息状态下的心电信号和呼吸信号;

[0047] 模型构建模块,用于从所述心电信号中提取RR间期序列,并根据所述RR间期序列和静息状态下的呼吸信号构建二元回归数学模型;

[0048] 变换模块,用于将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域,获得变换矩阵;

[0049] 指标获得模块,用于对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标;其中,所述心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子;所述心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值;所述心肺和谐度为所述心肺和谐曲线中的最大影响值;所述心肺谐振频率为所述最大影响值对应的谐振频率;所述心肺谐振因子为所述的影响值的平方的均值;所述心肺谐振品质因子为所述心肺谐振频率与所述心肺和谐曲线带宽的比值。

[0050] 可选地,模型构建模块具体用于:

[0051] 获取所述RR间期序列中的异常点,并用三次样条插值方法替换所述异常点,获得处理后RR间期序列;

[0052] 根据所述处理后RR间期序列和所述呼吸信号构建二元回归数学模型。

[0053] 可选地,模型构建模块具体用于:

[0054] 若所述RR间期序列中的值不满足预设公式,则该值为异常点;

[0055] 其中,所述预设公式为: 
$$\begin{cases} |RRI_i - \overline{RRI}| < 1.5 * \text{Std}(RRI) \\ 0.7 * RRI_{i-1} < RRI_i < 1.3 * RRI_{i-1} \end{cases}; RRI_i \text{ 为第 } i \text{ 个RR间期序列}$$

值,  $\overline{RRI}$  为所述RR间期序列的平均值,  $RRI_{i-1}$  为第  $i-1$  个RR间期序列值,  $\text{Std}(RRI)$  为所述RR间期序列的标准偏差,  $i$  为正整数。

[0056] 可选地,模型构建模块具体用于:

[0057] 获取所述RR间期序列中的异常点,用三次样条插值方法替换所述异常点,并对插值后的RR间期序列进行重采样,获得所述处理后RR间期序列;其中,所述处理后RR间期序列的采样率与所述呼吸信号的采样率相同。

[0058] 可选地,模型构建模块还用于:

[0059] 分别将所述RR间期序列和所述呼吸信号进行归一化处理,并根据归一化后的RR间期序列和归一化后的呼吸信号构建如下二元回归数学模型:

$$\begin{aligned} X_1(t) &= \sum_{j=1}^p A_{11,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{12,j} X_2(t-j) + \xi_1(t) \\ X_2(t) &= \sum_{j=1}^p A_{21,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{22,j} X_2(t-j) + \xi_2(t) \end{aligned};$$

[0061] 其中,  $A_{11,j}$ 、 $A_{12,j}$ 、 $A_{21,j}$  和  $A_{22,j}$  均为二元回归数学模型的回归系数;  $X_1$  为所述RR间期序列;  $X_2$  为所述呼吸信号;  $\xi_1(t)$  和  $\xi_2(t)$  均为回归残差;  $p$  表示选取的回归序列的长度,  $t$  表示所述RR间期序列或所述呼吸信号所处的时刻,  $j$  为正整数, 且  $1 \leq j \leq p$ 。

[0062] 可选地,变换模块具体用于:

[0063] 将所述二元回归数学模型中的参数进行傅里叶变换,获得变换矩阵。

[0064] 可选地,变换模块具体用于:

[0065] 将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域,获得如下变换矩阵:

$$[0066] \quad \begin{pmatrix} A_{11}(f) & A_{12}(f) \\ A_{21}(f) & A_{22}(f) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} E_1(f) \\ E_2(f) \end{pmatrix};$$

[0067] 其中,  $A_{lm}(f) = \delta_{lm} - \sum_{j=1}^p A_{lm}(j)e^{-i2\pi fj}$ ,  $\begin{cases} \delta_{lm} = 0, l = m \\ \delta_{lm} = 1, l \neq m \end{cases}$ ,  $X_1(f)$  为RR间期序列的频域

表示,  $X_2(f)$  为呼吸信号的频域表示,  $E_1(f)$  和  $E_2(f)$  均为回归残差量的傅里叶变换,  $i$  为复数单位。

[0068] 可选地, 指标获得模块具体用于:

[0069] 利用格兰杰因果关系分析方法对所述变换矩阵进行分析, 获得呼吸对RR间期序列在频域上不同频点的影响值, 根据不同频点的影响值获得所述心肺和谐曲线。

[0070] 可选地, 指标获得模块具体用于:

[0071] 通过以下公式对所述变换矩阵进行分析, 获得呼吸对RR间期序列在频域上不同频点的影响值:

$$[0072] \quad S(f) = \langle X(f) X^*(f) \rangle = \langle H(f) \Sigma H^*(f) \rangle;$$

$$[0073] \quad S(f) = \begin{pmatrix} S_{xx}(f) & S_{xy}(f) \\ S_{yx}(f) & S_{yy}(f) \end{pmatrix};$$

$$[0074] \quad G_{y \rightarrow x}(f) = \ln \left( \frac{|S_{xx}(f)|}{|S_{xx}(f) - H_{xy}(f) \sum_{y|x} H_{xy}(f)^*|} \right);$$

[0075] 其中,  $X(f) = \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix}$ ;  $H(f)$  为对矩阵块  $\begin{pmatrix} A_{11}(f) & A_{12}(f) \\ A_{21}(f) & A_{22}(f) \end{pmatrix}$  求逆的结果;  $S(f)$  为经

过  $X(f)$  进行矩阵变换获得:  $\sum_{y|x} = \sum_{yy} - \sum_{yx} \sum_{xx}^{-1} \sum_{xy}$ ;  $G_{y \rightarrow x}(f)$  为呼吸对RR间期序列在频域上不同频点的影响值;  $x$  表示RR间期序列,  $y$  表示呼吸信号;

[0076] 根据不同频点的影响值获得所述心肺和谐曲线。

[0077] 第三方面, 本申请实施例提供一种心肺和谐系列指标评测系统, 包括: 穿戴式电子设备、第二方面所述心肺和谐系列指标评测装置, 以及用户和数据管理子系统;

[0078] 所述穿戴式电子设备用于采集被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号, 并通过蓝牙向所述心肺和谐系列指标评测装置发送所述心电信号、所述呼吸信号和所述运动信号;

[0079] 所述心肺和谐系列指标评测装置运行在智能手机或便携式计算设备PAD上, 通过蓝牙接收来自穿戴式电子设备的所述被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号, 并根据所述被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行分析处理, 获得心肺和谐系列指标, 并将获得的心肺和谐系列指标上传至用户和数据管理子系统。

[0080] 进一步地, 所述穿戴式电子设备为微型、佩戴于胸前的电子设备, 且所述穿戴式电子设备包括:

[0081] 心电电极, 用于采集单导联心电信号;

[0082] 呼吸传感器, 用于根据测量胸阻抗原理或由呼吸引起的胸部运动采集呼吸信号;

- [0083] 运动传感器,用于测量所述被测者的躯干相对于垂直方向角度的三维加速度;
- [0084] 同步采集单元,用于对心电信号和呼吸信号进行放大和AD转换,接收控制器指令,并根据控制器指令同步采集心电、呼吸和运动信号,打包成数据包,送往蓝牙传输单元;
- [0085] 蓝牙传输单元,将从同步采集单元接收到的数据包发往处理和分析子系统。
- [0086] 进一步地,所述用户和数据管理子系统包括通信连接的中心数据库和医生终端;
- [0087] 所述中心数据库接收来自心肺和谐系列指标评测装置的被测者数据,其中所述被测者数据包括被测者的心肺和谐系列指标;
- [0088] 所述中心数据库接收医生终端的操作指令,根据所述心肺和谐系列指标和所述操作指令生成检测报告。
- [0089] 第四方面,本申请实施例提供一种电子设备,包括:处理器、存储器和总线,其中,
- [0090] 所述处理器和所述存储器通过所述总线完成相互间的通信;
- [0091] 所述存储器存储有可被所述处理器执行的程序指令,所述处理器调用所述程序指令能够执行第一方面的方法步骤。
- [0092] 第五方面,本申请实施例提供一种非暂态计算机可读存储介质,包括:
- [0093] 所述非暂态计算机可读存储介质存储计算机指令,所述计算机指令使所述计算机执行第一方面的方法步骤。
- [0094] 本申请的其他特征和优点将在随后的说明书阐述,并且,部分地从说明书中变得显而易见,或者通过实施本申请实施例了解。本申请的目的和其他优点可通过在所写的说明书、权利要求书、以及附图中所特别指出的结构来实现和获得。

## 附图说明

- [0095] 为了更清楚地说明本申请实施例的技术方案,下面将对本申请实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本申请的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。
- [0096] 图1为本申请实施例提供的一种心肺和谐系列指标的评测方法流程示意图;
- [0097] 图2为本申请实施例提供的另一种心肺和谐系列指标评测方法流程示意图;
- [0098] 图3为本申请实施例提供的心电信号和呼吸信号的示意图;
- [0099] 图4为本申请实施例提供的评价心肺和谐系列指标的示意图;
- [0100] 图5为本申请实施例提供的被测者对应的心肺和谐曲线示意图;
- [0101] 图6为本申请实施例提供的一种心肺和谐系列指标评测装置结构示意图;
- [0102] 图7为本申请实施例提供的一种心肺和谐系列指标评测系统结构示意图。

## 具体实施方式

- [0103] 下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行描述。
- [0104] 呼吸对心率的调制(respiratory sinus arrhythmia,RSA)表现为: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,中枢再次将传入的冲动的信息整合后,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,它们发放的冲动经过中枢的整合后,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。

[0105] 因此,获取能够体现呼吸对心率的调制的本质的评测数字指标,对人体心肺代谢系统性能的评估非常重要。

[0106] 心肺和谐系列指标(Cardiopulmonary Resonance Indices,CRI)为本申请实施例提供的用于评估人体心肺代谢系统的评测数字指标系列。其中,心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线 $G(f)$ 、心肺和谐度(Cardiopulmonary Resonance Amplitude,CRA)、心肺谐振频率、心肺谐振因子(Cardiopulmonary Resonance Factor,CRF)、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子(Cardiopulmonary Resonance Qualityfactor,CRQ)。心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值;心肺和谐度为心肺和谐曲线中的最大影响值;心肺谐振频率为最大影响值对应的谐振频率;心肺谐振因子为不同频点的影响值的平方的均值;心肺谐振品质因子为心肺谐振频率与心肺和谐曲线带宽的比值。

[0107] 心肺和谐系列指标能够完整的描述人体的个性化RSA特性。在静息状态下,被测者的生理和心理状态影响着呼吸和心率,进一步表现为 $G(f)$ 的谐振品质因子和心肺和谐度:心肺功能系统好,则呼吸平稳,心肺谐振因子高,和谐度大;另一方面, $G(f)$ 也随呼吸频率变化:如果呼吸频率从通常的每分钟20次(约0.3Hz)以深呼吸的方式降到每分钟6次(约0.1Hz),则CRA增大,到达最大值的呼吸频率在0.1Hz左右。每个人都有达到最大值的谐振频率,每个人的最大谐振频率都不一样,但都在0.1Hz附近。

[0108] 下面将具体给出心肺和谐系列指标的评测方法,如图1所示,执行该方法的主体可以是电子设备,该电子设备可以为台式电脑、平板电脑等智能设备,该方法包括:

[0109] 步骤101:对被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行滤波和去噪预处理,根据运动信号,判定被测者的姿态,并根据姿态确定所述被测者是否处于静息状态,获得所述被测者在静息状态下的心电信号和呼吸信号。

[0110] 在具体的实施过程中,接收被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号,并对心电信号、呼吸信息和运动信号进行滤波和去噪预处理。其中,心电信号是心脏的无数心肌细胞电活动的综合反映,从宏观上记录心脏细胞的除极和复极过程,在一定程度上客观反映了心脏各部位的生理状况。呼吸信号用于表征被测者呼吸的时间序列。运动信号用于表征被测者当前的状态,被测者当前的状态包括静息状态和运动状态。其中,运动信号可以是测得被测者的三维加速度信号。静息状态包括睡眠状态、静坐状态和卧床状态等,运动状态包括走、跑等。通过运动信号可以确定被测者所处的静息状态。应当说明的是,被测者的静息状态除了通过运动信号确定外,还可以通过其他方式确定,本申请实施例对此不做具体限定。

[0111] 可选地,可以获取被测者处于静息状态下预设时间段的心电信号和呼吸信号,预设时间段可以设定为3分钟,也可以是5分钟,或者其他时长,即从采集被测者处于静息状态下的心电信号和呼吸信号中,分别获取3分钟的心电信号和呼吸信号。应当说明的是,获取到的3分钟的心电信号和呼吸信号应当是同一时间段的。例如:根据运动信号获知在某一天

的下午1点半到3点之间被测者处于静息状态,因此,可以获取这天下午1点40分-1点43分这一时间段内的心电信号和呼吸信号。

[0112] 步骤102:从处于静息状态下的心电信号中提取RR间期序列,并根据所述RR间期序列和所述呼吸信号构建二元回归数学模型。

[0113] 在具体的实施过程中,由于心电信号中包括多种波群组成,例如:P波、QRS波群、PR间期、T波、RR间期等。因此,可以从被测者处于静息状态下的心电信号中提取出RR间期序列,并根据RR间期序列和呼吸信号构建二元回归数学模型。

[0114] 步骤103:使用二元回归模型描述呼吸对心率的调制。为了求解需要,将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域,获得变换矩阵。

[0115] 在具体的实施过程中,由于RR间期序列和呼吸信号都是时域上的信号,因此,构建的二元回归数据模型也是时域上的,为了获得呼吸对心率的调制,可以通过傅里叶变换将二元回归数学模型中的参数变换到频域。

[0116] 步骤104:对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标。

[0117] 在具体的实施过程中,利用格兰杰因果关系分析法对变换矩阵进行分析,获得在预设时间段内呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值,通过各个频点的影响值可以获得心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子,即心肺和谐系列指标。

[0118] 本申请实施例中根据心电信号和呼吸信号构建二元回归数学模型,进而获得心肺和谐系列指标,该心肺和谐系列指标是从心肺系统的共振状态出发,通过呼吸信号和心电信号计算出对于心率的调制强度和效果的度量参数,为评估心肺代谢系统效率提供了准确的参数数据。

[0119] 图2为本申请实施例提供的另一种心肺和谐系列指标评测方法流程示意图,如图2所示,包括:

[0120] 步骤201:利用心电和呼吸监测仪监测被测者;为了能够同步采集被测者的心电信号和呼吸信号,可以选择同时具备心电信号采集和呼吸信号采集的心电和呼吸监测仪,并将心电和呼吸监测仪设置在被测者身上。从而使得获得的心电信号和呼吸信号在时间上是同步的。

[0121] 步骤202:获取心电信号和呼吸信号;电子设备从心电和呼吸监测仪中获取心电信号、呼吸信号和运动信号,图3为本申请实施例提供的心电信号和呼吸信号的示意图,如图3所示,根据运动信号可以获知被测者的状态信息,从获得的心电信号和呼吸信号中获取静息状态下的心电信号和呼吸信号。

[0122] 步骤203:提取RR间期序列;从心电信号中提取RR间期序列。

[0123] 步骤204:剔除异常点;从RR间期序列中获取异常点,其中,异常点可以通过如下公式进行确定:

$$[0124] \quad \begin{cases} |RRI_i - \overline{RRI}| < 1.5 * \text{Std}(RRI) \\ 0.7 * RRI_{i-1} < RRI_i < 1.3 * RRI_{i-1} \end{cases};$$

[0125]  $RRI_i$ 为第*i*个RR间期序列值, $\overline{RRI}$ 为RR间期序列的平均值, $RRI_{i-1}$ 为第*i-1*个RR间期序列值, $\text{Std}(RRI)$ 为RR间期序列的标准偏差。因此,如果第*i*个RR间期序列的值不满足上述

公式,则说明第*i*个RR间期序列为异常点,*i*为正整数。

[0126] 在获取到异常点之后,将异常点剔除,并采用三次样条插值法对被剔除的异常点进行插值处理,获得处理后RR间期序列。

[0127] 步骤205:归一化RR间期序列与呼吸信号;对处理后RR间期序列进行重采样,获得与呼吸信号的采样率相同的处理后RR间期序列,并分别将处理后RR间期序列和呼吸信号进行归一化,使得处理后RR间期序列和呼吸信号的均值均为0,方差均为1。

[0128] 步骤206:构建二元回归数学模型,表征呼吸对心率的调制;根据归一化后的RR间期序列和归一化后的呼吸信号构建如下二元回归数学模型:

$$[0129] \quad \begin{aligned} X_1(t) &= \sum_{j=1}^p A_{11,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{12,j} X_2(t-j) + \xi_1(t) \\ X_2(t) &= \sum_{j=1}^p A_{21,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{22,j} X_2(t-j) + \xi_2(t) \end{aligned} ;$$

[0130] 其中, $A_{11,j}$ 、 $A_{12,j}$ 、 $A_{21,j}$ 和 $A_{22,j}$ 均为二元回归数学模型的回归系数; $X_1$ 为所述RR间期序列; $X_2$ 为所述呼吸信号; $\xi_1(t)$ 和 $\xi_2(t)$ 均为回归残差; $p$ 表示选取的回归序列的长度, $t$ 表示所述RR间期序列或所述呼吸信号所处的时刻, $j$ 用于计数,取值为正整数,且 $1 \leq j \leq p$ 。在二元回归数学模型中, $p$ 的选取是基于最大化时长,最小化残差的原则,即计算不同

值下的赤池信息准则(Akaike Information Criterion,AIC)和贝叶斯信息准则(Bayesian Information Criterion,BIC)系数,当AIC和BIC系数取到最小值时对应的

值即为二元回归数学模型的延迟

,且AIC和BIC系数的计算方法如下:

$$[0131] \quad AIC(p) = \ln(\det(\sum)) + \frac{2pn^2}{T}, \quad BIC(p) = \ln(\det(\sum)) + \frac{\ln(T)pn^2}{T};$$

[0132] 其中, $T$ 为计算的回归的选取时长, $n$ 为计算的回归样本量。

[0133] 步骤207:傅里叶变换;对二元回归数学模型中的参数进行傅里叶变换,其中傅里叶变换公式为:

$$[0134] \quad \begin{pmatrix} A_{11}(f) & A_{12}(f) \\ A_{21}(f) & A_{22}(f) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} E_1(f) \\ E_2(f) \end{pmatrix};$$

[0135] 其中, $A_{lm}(f) = \delta_{lm} - \sum_{j=1}^p A_{lm}(j)e^{-i2\pi fj}$ ,  $\begin{cases} \delta_{lm} = 0, l = m \\ \delta_{lm} = 1, l \neq m \end{cases}$ , $X_1(f)$ 为RR间期序列的频域

表示, $X_2(f)$ 为呼吸信号的频域表示, $E_1(f)$ 和 $E_2(f)$ 均为回归残差量的傅里叶变换, $i$ 为复数单位。

[0136] 为了便于后续的计算,对上述矩阵做如下变换:

$$[0137] \quad \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} H_{11}(f) & H_{12}(f) \\ H_{21}(f) & H_{22}(f) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_1(f) \\ E_2(f) \end{pmatrix}。其中, H(f) = \begin{pmatrix} H_{11}(f) & H_{12}(f) \\ H_{21}(f) & H_{22}(f) \end{pmatrix}, 为对矩$$

阵块  $\begin{pmatrix} A_{11}(f) & A_{12}(f) \\ A_{21}(f) & A_{22}(f) \end{pmatrix}$  求逆的结果。

[0138] 步骤208:对变换后矩阵进行分析;在获得变换后矩阵之后,利用格兰杰因果关系分析法,计算出这段时间内呼吸对RR间期序列的变化在频域上的不同频点的影响值G。

[0139] 其中,影响值G的计算源于格兰杰因果关系分析理论。通过  $G_{2 \rightarrow 1} = \ln \frac{\text{var}(\xi_{1R(12)})}{\text{var}(\xi_{1U})}$  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。

[0140] 将这一理论应用到RR间期序列和呼吸信号的频域的度量上,其中频率的影响值可以通过下列公式计算获得:

[0141]  $S(f) = \langle X(f) X^*(f) \rangle = \langle H(f) \Sigma H^*(f) \rangle;$

[0142] 在计算过程中,将二元回归模型在频域上表示出来如下:

[0143]  $S(f) = \begin{pmatrix} S_{xx}(f) & S_{xy}(f) \\ S_{yx}(f) & S_{yy}(f) \end{pmatrix};$

[0144] 通过矩阵变换技巧,得到影响值G:

[0145]  $G_{y \rightarrow x}(f) = \ln \left( \frac{|S_{xx}(f)|}{|S_{xx}(f) - H_{xy}(f) \sum_{y|x} H_{xy}^*(f)|} \right);$

[0146] 其中,  $X(f) = \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix}; S(f)$  为经过  $X(f)$  进行矩阵变换获得;

$\sum_{y|x} = \sum_{yy} - \sum_{yx} \sum_{xx}^{-1} \sum_{xy}$ ;  $G_{y \rightarrow x}(f)$  为呼吸对RR间期序列在频域上不同频点的影响值;x表示RR间期序列,y表示呼吸信号。

[0147] 根据不同频点的影响值可以获得心肺和谐曲线  $G(f)$ ,进一步,根据心肺和谐曲线可以获得心肺和谐度CRA、心肺谐振频率、心肺谐振因子CRF、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子CRQ。图4为本申请实施例提供的评价心肺和谐系列指标的示意图,如图4所示,横坐标表示频率,纵坐标表示不同频点下的影响值。

[0148] 其中,  $CRA = \max G(f)$ ,CRA对应的频率为心肺谐振频率  $f_A$ ,心肺谐振因子  $CRF = \text{mean}(G^2(f))$ ,是对心肺系统谐振能量的度量,心肺谐振品质因子CRQ为心肺系统的谐振特性的度量,是谐振频率  $f_A$  与和谐曲线  $G(f)$  的值下降到0.707时的心肺和谐曲线带宽  $\Delta f$  的比值,即:  $CRQ = f_A / \Delta f$ 。

[0149] 心肺和谐度表征当前测量状态下的心肺系统的耦合共振的最大深度,反映了被测者的心肺耦合的程度,心肺和谐度越大,被测者当前的和谐状态越好。心肺谐振因子在能量层面表述了心肺的耦合状态,CRF越高,表明心脏受呼吸系统的调制作用越大,心肺的谐振状态越佳。另外,心肺谐振品质因子CRQ高、心肺和谐曲线带宽  $\Delta f$  窄,说明心肺代谢系统工作效率高。

[0150] 步骤209:滑动窗口,实时计算CRI;以预设时间段为一个滑动窗口,获取下一个滑动窗口的心电信号和呼吸信号,并按照步骤201-步骤208对下一个滑动窗口的心电信号和呼吸信号进行分析,以实现对被测者的长期监测。

[0151] 本申请实施例通过获取被测者的心电信号和呼吸信号,利用二元回归数学模型和格兰杰因果关系分析获得呼吸对心率调制的数字度量,即心肺和谐系列指标,从而通过心肺和谐系列指标能够作为对心肺代谢系统进行评估的较为准确的评测数字指标系列。

[0152] 图5为本申请实施例提供的被测者对应的心肺和谐曲线示意图,如图5所示,图5示

出了被测者在不同的呼吸频率和不同生理状态下,呼吸对心率的调制作用在时域和频域上的影响值,图5中从上到下为被测者从静息状态过渡到可以降低呼吸率的调整状态。

[0153] 图6为本申请实施例提供的一种心肺和谐系列指标评测装置结构示意图,该装置可以是电子设备上的模块、程序段或代码。应理解,该装置与上述图1方法实施例对应,能够执行图1方法实施例涉及的所有步骤,该装置具体的功能可以参见上文中的描述,为避免重复,此处适当省略详细描述。该装置包括预处理模块601、模型构建模块602、变换模块603和指标获得模块604,其中:

[0154] 预处理模块601用于对被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行滤波和去噪预处理,根据运动信号,判定被测者的姿态,并根据姿态确定所述被测者是否处于静息状态,获得所述被测者在静息状态下的心电信号和呼吸信号。

[0155] 在具体的实施过程中,接收被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号,并对心电信号、呼吸信息和运动信号进行滤波和去噪预处理。其中,心电信号是心脏的无数心肌细胞电活动的综合反映,从宏观上记录心脏细胞的除极和复极过程,在一定程度上客观反映了心脏各部位的生理状况。呼吸信号用于表征被测者呼吸的时间序列。运动信号用于表征被测者当前的状态,例如:被测者处于静息状态、睡眠状态、深呼吸状态、缓慢呼吸的调制状态或运动状态等。其中,运动信号可以是测得被测者的三维加速度信号。

[0156] 静息状态包括睡眠状态、静坐状态、卧床状态等,通过运动信号可以确定被测者所处的状态。

[0157] 模型构建模块602用于从所述心电信号中提取RR间期序列,并根据所述RR间期序列和所述呼吸信号构建二元回归数学模型。

[0158] 在具体的实施过程中,由于心电信号中包括多种波群组成,例如:P波、QRS波群、PR间期、T波、RR间期等。因此,模型构建模块602可以从心电信号中提取出RR间期序列,并根据RR间期序列和呼吸信号构建二元回归数学模型。应当说明的是,呼吸信号是被测者在预设时间段内的呼吸时间序列。

[0159] 变换模块603用于将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域,获得变换矩阵。

[0160] 在具体的实施过程中,由于RR间期序列和呼吸信号都是时域上的信号,因此,构建的二元回归数据模型也是时域上的,为了获得呼吸对心率的调制,变换模块603可以通过傅里叶变换将二元回归数学模型中的参数变换到频域。

[0161] 指标获得模块604用于对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标;其中,所述心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子;所述心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值;所述心肺和谐度为所述心肺和谐曲线中的最大影响值;所述心肺谐振频率为所述最大影响值对应的谐振频率;所述心肺谐振因子为所述的影响值的平方的均值;所述心肺谐振品质因子为所述心肺谐振频率与所述心肺和谐曲线带宽的比值。

[0162] 在具体的实施过程中,指标获得模块604利用格兰杰因果关系分析法对变换矩阵进行分析,获得在预设时间段内呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值,通过各个频点的影响值可以获得心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子,即心肺和谐系列指标。

[0163] 本申请实施例中根据心电信号和呼吸信号构建二元回归数学模型,进而获得心肺

和谐系列指标,该心肺和谐系列指标是从心肺系统的共振状态出发,通过呼吸信号和心电信号计算出对于心率的调制强度和效果的度量参数,为评估心肺代谢系统效率提供了准确的参数数据。

[0164] 在上述实施例的基础上,模型构建模块602具体用于:

[0165] 获取所述RR间期序列中的异常点,并用三次样条插值方法替换所述异常点,获得处理后RR间期序列;

[0166] 根据所述处理后RR间期序列和所述呼吸信号构建二元回归数学模型。

[0167] 在上述实施例的基础上,所述模型构建模块602具体用于:

[0168] 若所述RR间期序列中的值不满足预设公式,则该值为异常点;

[0169] 其中,所述预设公式为: 
$$\begin{cases} |RRI_i - \overline{RRI}| < 1.5 * \text{Std}(RRI) \\ 0.7 * RRI_{i-1} < RRI_i < 1.3 * RRI_{i-1} \end{cases}$$
;  $RRI_i$  为第  $i$  个RR间期序列

值,  $\overline{RRI}$  为所述RR间期序列的平均值,  $RRI_{i-1}$  为第  $i-1$  个RR间期序列值,  $\text{Std}(RRI)$  为所述RR间期序列的标准偏差,  $i$  为正整数。

[0170] 在上述实施例的基础上,模型构建模块602具体用于:

[0171] 获取所述RR间期序列中的异常点,用三次样条插值方法替换所述异常点,并对插值后的RR间期序列进行重采样,获得所述处理后RR间期序列;其中,所述处理后RR间期序列的采样率与所述呼吸信号的采样率相同。

[0172] 在上述实施例的基础上,模型构建模块602还用于:

[0173] 分别将所述RR间期序列和所述呼吸信号进行归一化处理,并根据归一化后的RR间期序列和归一化后的呼吸信号构建如下二元回归数学模型:

$$\begin{aligned} X_1(t) &= \sum_{j=1}^p A_{11,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{12,j} X_2(t-j) + \xi_1(t) \\ X_2(t) &= \sum_{j=1}^p A_{21,j} X_1(t-j) + \sum_{j=1}^p A_{22,j} X_2(t-j) + \xi_2(t) \end{aligned}$$

[0175] 其中,  $A_{11,j}$ 、 $A_{12,j}$ 、 $A_{21,j}$  和  $A_{22,j}$  均为二元回归数学模型的回归系数;  $X_1$  为所述RR间期序列;  $X_2$  为所述呼吸信号;  $\xi_1(t)$  和  $\xi_2(t)$  均为回归残差;  $p$  表示选取的回归序列的长度,  $t$  表示所述RR间期序列或所述呼吸信号所处的时刻,  $j$  为正整数, 且  $1 \leq j \leq p$ 。

[0176] 在上述实施例的基础上,变换模块603具体用于:

[0177] 将所述二元回归数学模型中的参数进行傅里叶变换,获得变换矩阵。

[0178] 在上述实施例的基础上,所述变换模块具体用于:

[0179] 将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域,获得如下变换矩阵:

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

[0181] 其中,  $A_{lm}(f) = \delta_{lm} - \sum_{j=1}^p A_{lm}(j) e^{-i2\pi f j}$ ,  $\begin{cases} \delta_{lm} = 0, l = m \\ \delta_{lm} = 1, l \neq m \end{cases}$ ,  $X_1(f)$  为RR间期序列的频域

表示,  $X_2(f)$  为呼吸信号的频域表示,  $E_1(f)$  和  $E_2(f)$  均为回归残差量的傅里叶变换,  $i$  为复数单位。

[0182] 在上述实施例的基础上,指标获得模块604具体用于:

[0183] 利用格兰杰因果关系分析方法对所述变换矩阵进行分析,获得呼吸对RR间期序列在频域上不同频点的影响值,根据不同频点的影响值获得所述心肺和谐曲线。

[0184] 在上述实施例的基础上,指标获得模块604具体用于:

[0185] 通过以下公式对所述变换矩阵进行分析,获得呼吸对RR间期序列在频域上不同频点的影响值:

$$[0186] \quad S(f) = \langle X(f) X^*(f) \rangle = \langle H(f) \Sigma H^*(f) \rangle$$

$$[0187] \quad S(f) = \begin{pmatrix} S_{xx}(f) & S_{xy}(f) \\ S_{yx}(f) & S_{yy}(f) \end{pmatrix}$$

$$[0188] \quad G_{y \rightarrow x}(f) = \ln \left( \frac{|S_{xx}(f)|}{|S_{xx}(f) - H_{xy}(f) \sum_{y|x} H_{xy}(f)^*|} \right);$$

[0189] 其中,  $X(f) = \begin{pmatrix} X_1(f) \\ X_2(f) \end{pmatrix}$ ;  $H(f)$  为对矩阵块  $\begin{pmatrix} A_{11}(f) & A_{12}(f) \\ A_{21}(f) & A_{22}(f) \end{pmatrix}$  求逆的结果;  $S(f)$  为经

过  $X(f)$  进行矩阵变换获得;  $\sum_{y|x} = \sum_{yy} - \sum_{yx} \sum_{xx}^{-1} \sum_{xy}$ ;  $G_{y \rightarrow x}(f)$  为呼吸对RR间期序列在频域上不同频点的影响值;  $x$  表示RR间期序列,  $y$  表示呼吸信号;

[0190] 根据不同频点的影响值获得所述心肺和谐曲线。

[0191] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的装置的具体工作过程,可以参考前述方法中的对应过程,在此不再过多赘述。

[0192] 图7为本申请实施例提供一种心肺和谐系列指标评测系统,如图7所示,该系统包括:穿戴式电子设备701、心肺和谐系列指标评测装置702和用户和数据管理子系统703,其中:

[0193] 所述穿戴式电子设备701用于采集被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号,并通过蓝牙向所述心肺和谐系列指标评测装置702发送所述心电信号、所述呼吸信号和所述运动信号;

[0194] 所述心肺和谐系列指标评测装置702运行在智能手机或便携式计算设备PAD上,通过蓝牙接收来自穿戴式电子设备701的所述被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号,并根据所述被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行分析处理,获得心肺和谐系列指标,并将获得的心肺和谐系列指标上传至用户和数据管理子系统703。

[0195] 在上述实施例的基础上,穿戴式电子设备701为微型、佩戴于胸前的电子设备,且所述穿戴式电子设备包括心电电极7011、呼吸传感器7012、运动传感器7013、同步采集单元7014和蓝牙传输单元7015。心电电极7011、呼吸传感器7012和运动传感器7013均与同步采集单元7014连接,同步采集单元7014还与蓝牙传输单元7015连接,其中:

[0196] 心电电极7011用于采集单导联心电信号;心电电极可以为两个,在使用时将两个心电电极贴在被测者的胸前标准心电导联位置。

[0197] 呼吸传感器7012用于根据测量胸阻抗原理或由呼吸引起的胸部运动采集呼吸信号。

[0198] 运动传感器7013用于测量所述被测者的躯干相对于垂直方向角度的三维加速度；在采集被测者的运动信号时，可以将运动传感器佩带在胸前，从而可以测量到被测者的躯干相对于垂直方向角度的三维加速度信号。

[0199] 同步采集单元7014用于对心电信号和呼吸信号进行放大和AD转换，接收控制器指令，并根据控制器指令同步采集心电、呼吸和运动信号，打包成数据包，送往蓝牙传输单元；

[0200] 蓝牙传输单元7015将从同步采集单元接收到的数据包发往处理和分析子系统。

[0201] 另外，穿戴式电子设备701还可以包括控制器7016，控制器分别与同步采集单元7014和蓝牙传输单元7015连接。控制器7016用于对同步采集单元7014和蓝牙传输单元7015进行控制。

[0202] 用户和数据管理子系统703包括通信连接的中心数据库7031和医生终端7032；

[0203] 所述中心数据库7031接收来自心肺和谐系列指标评测装置702的被测者数据，其中所述被测者数据包括被测者的心肺和谐系列指标；

[0204] 所述中心数据库7031接收医生终端7032的操作指令，根据所述心肺和谐系列指标和所述操作指令生成检测报告。

[0205] 本申请实施例还提供一种电子设备，包括：处理器 (processor)、存储器 (memory) 和总线；其中，

[0206] 所述处理器和存储器通过所述总线完成相互间的通信；

[0207] 所述处理器用于调用所述存储器中的程序指令，以执行上述各方法实施例所提供的方法，例如包括：获取所述被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号，根据所述运动信号确定所述被测者的状态信息；从所述被测者的状态信息中获取处于静息状态下的心电信号和呼吸信号；从所述心电信号中提取RR间期序列，并根据所述RR间期序列和所述呼吸信号构建二元回归数学模型；将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域，获得变换矩阵；对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标；其中，所述心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子；所述心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值；所述心肺和谐度为所述心肺和谐曲线中的最大影响值；所述心肺谐振频率为所述最大影响值对应的谐振频率；所述心肺谐振因子为所述影响值的平方的均值；所述心肺谐振品质因子为所述心肺谐振频率与所述心肺和谐曲线带宽的比值。

[0208] 本实施例公开一种计算机程序产品，所述计算机程序产品包括存储在非暂态计算机可读存储介质上的计算机程序，所述计算机程序包括程序指令，当所述程序指令被计算机执行时，计算机能够执行上述各方法实施例所提供的方法，例如包括：获取所述被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号，根据所述运动信号确定所述被测者的状态信息；从所述被测者的状态信息中获取处于静息状态下的心电信号和呼吸信号；从所述心电信号中提取RR间期序列，并根据所述RR间期序列和所述呼吸信号构建二元回归数学模型；将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域，获得变换矩阵；对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标；其中，所述心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子；所述心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值；所述心肺和谐度为所述心肺和谐曲线中的最大影响值；所述心肺谐振频率为所述最大影响值对应的谐振频率；所述心肺谐振因子为

所述影响值的平方的均值；所述心肺谐振品质因子为所述心肺谐振频率与所述心肺和谐曲线带宽的比值。

[0209] 本实施例提供一种非暂态计算机可读存储介质，所述非暂态计算机可读存储介质存储计算机指令，所述计算机指令使所述计算机执行上述各方法实施例所提供的方法，例如包括：获取所述被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号，根据所述运动信号确定所述被测者的状态信息；从所述被测者的状态信息中获取处于静息状态下的心电信号和呼吸信号；从所述心电信号中提取RR间期序列，并根据所述RR间期序列和所述呼吸信号构建二元回归数学模型；将所述二元回归数学模型中的参数变换到频域，获得变换矩阵；对所述变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标；其中，所述心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子；所述心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值；所述心肺和谐度为所述心肺和谐曲线中的最大影响值；所述心肺谐振频率为所述最大影响值对应的谐振频率；所述心肺谐振因子为所述影响值的平方的均值；所述心肺谐振品质因子为所述心肺谐振频率与所述心肺和谐曲线带宽的比值。

[0210] 在本申请所提供的实施例中，应该理解到，所揭露装置和方法，可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的，例如，所述单元的划分，仅仅为一种逻辑功能划分，实际实现时可以有另外的划分方式，又例如，多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统，或一些特征可以忽略，或不执行。另一点，所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些通信接口，装置或单元的间接耦合或通信连接，可以是电性，机械或其它的形式。

[0211] 另外，作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的，作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元，即可以位于一个地方，或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0212] 再者，在本申请各个实施例中的各功能模块可以集成在一起形成一个独立的部分，也可以是各个模块单独存在，也可以两个或两个以上模块集成形成一个独立的部分。

[0213] 在本文中，诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来，而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。

[0214] 以上所述仅为本申请的实施例而已，并不用于限制本申请的保护范围，对于本领域的技术人员来说，本申请可以有各种更改和变化。凡在本申请的精神和原则之内，所作的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本申请的保护范围之内。

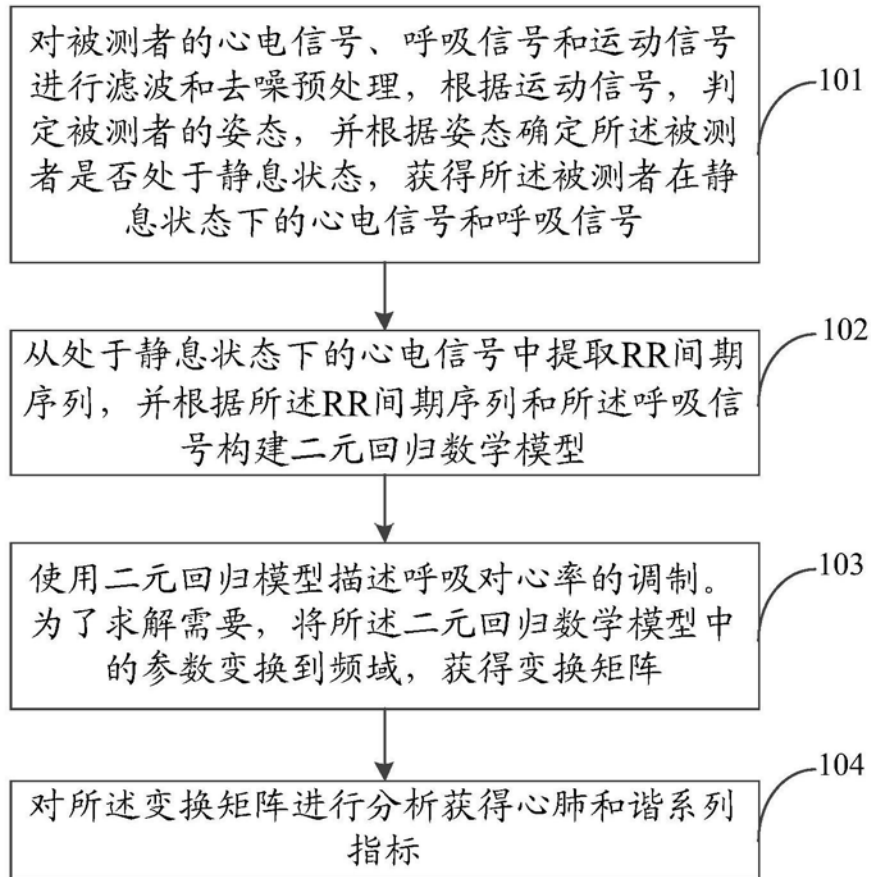


图1

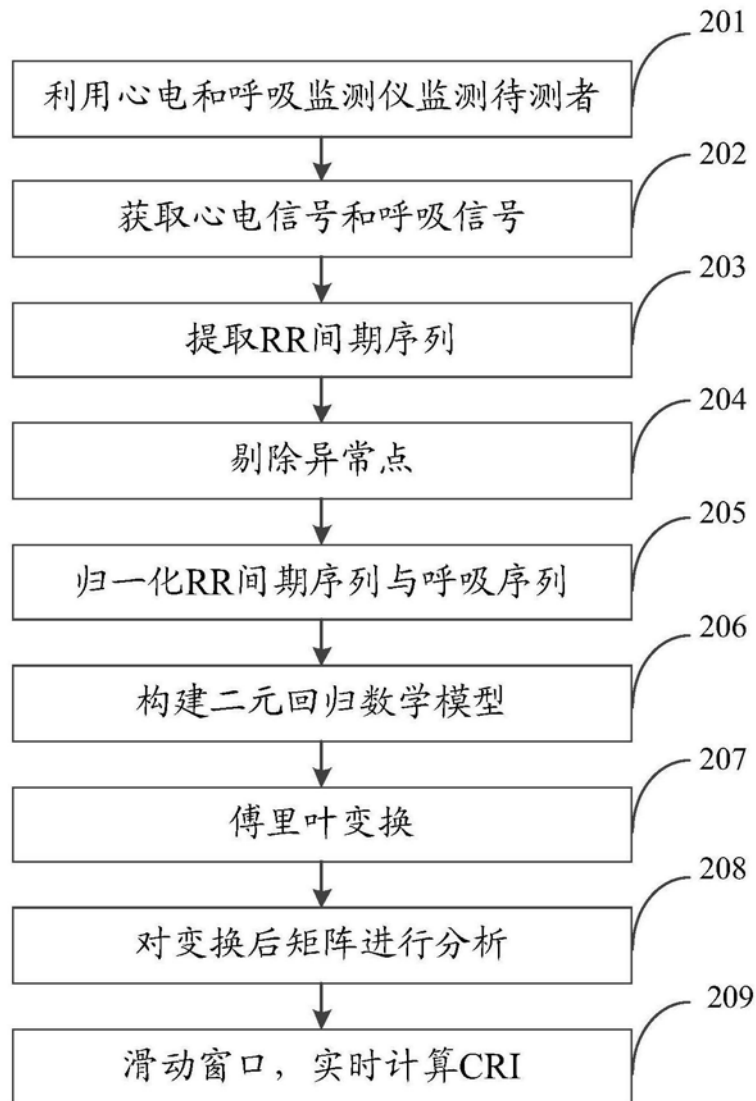


图2

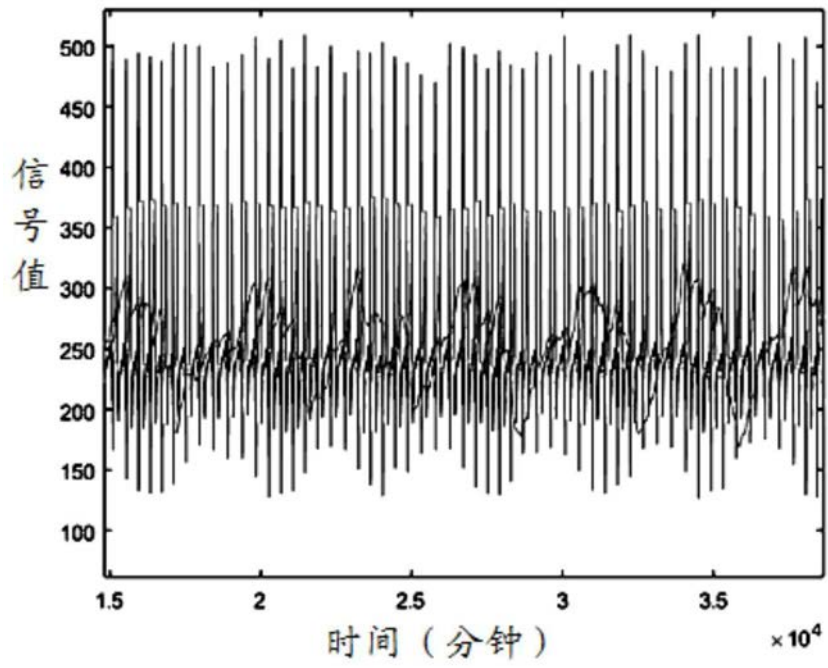


图3

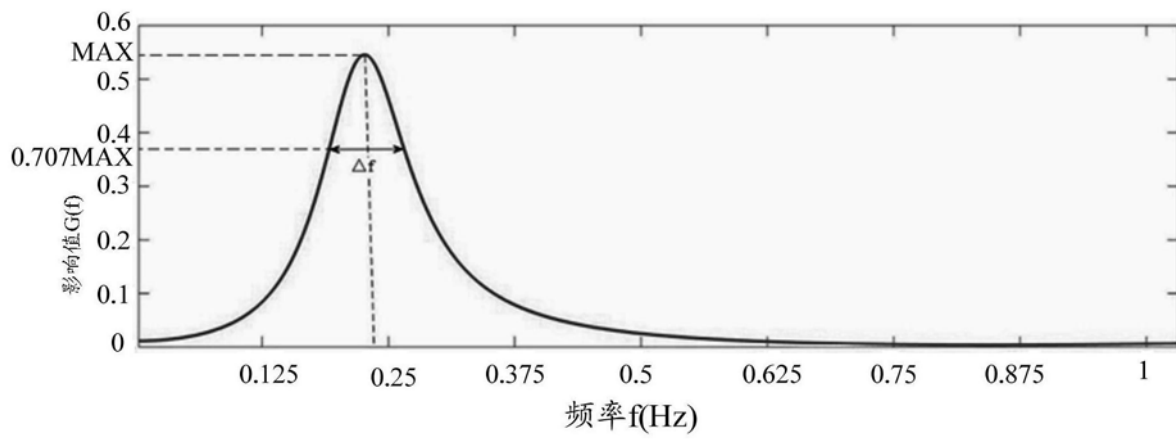


图4

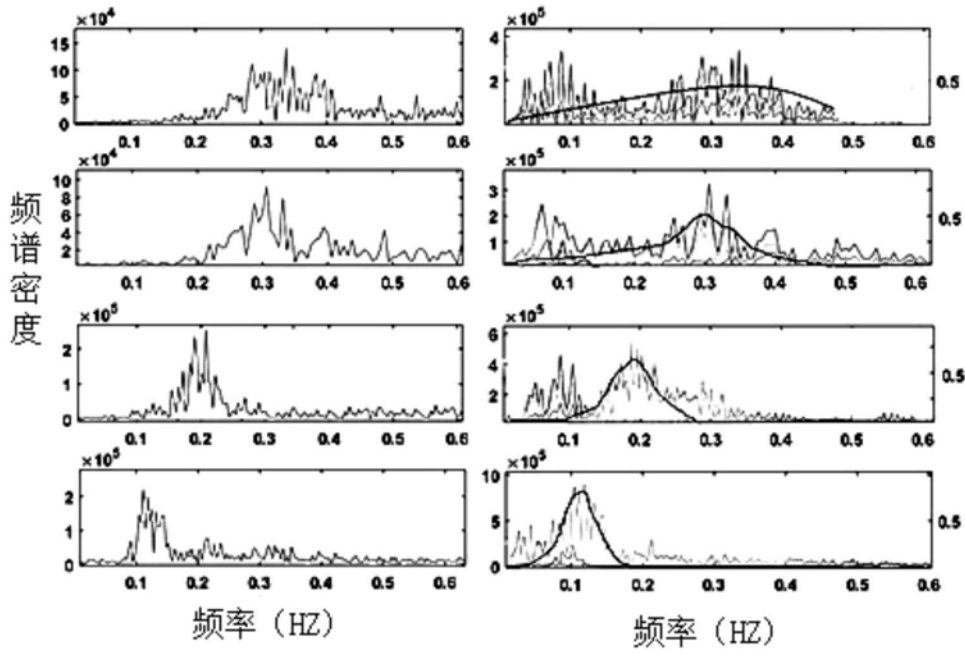


图5

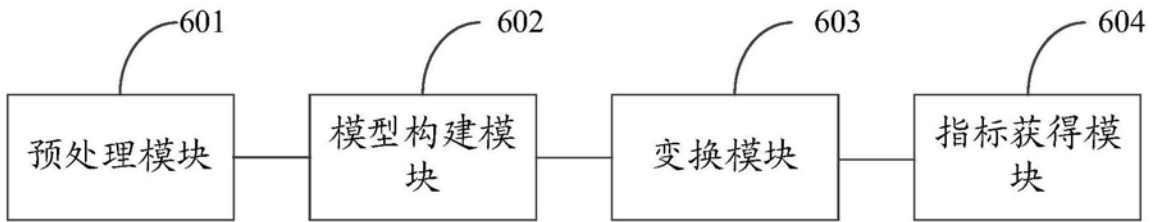


图6

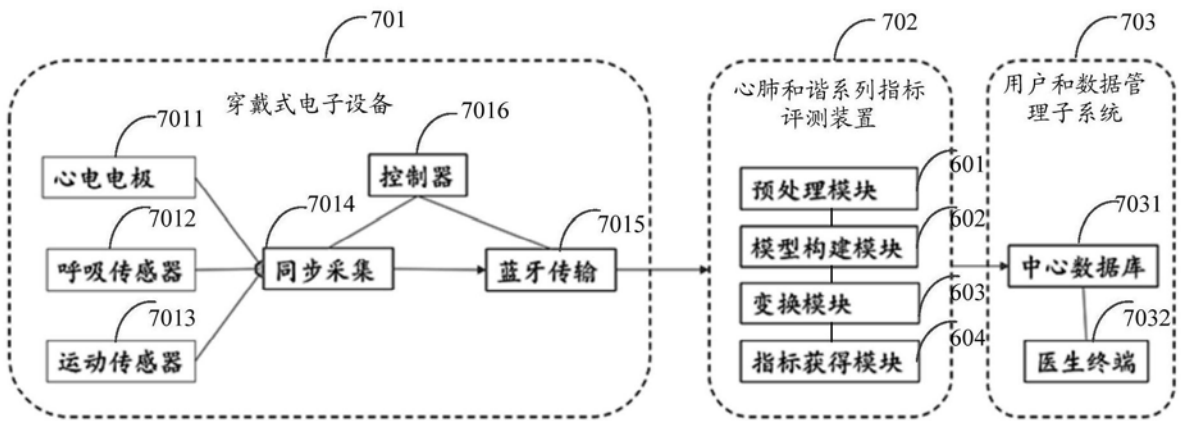


图7

专利名称(译)	一种心肺和谐系列指标评测方法、装置及系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110495862A</a>	公开(公告)日	2019-11-26
申请号	CN201910799044.8	申请日	2019-08-27
[标]发明人	吴健康 崔佳佳		
发明人	吴健康 崔佳佳		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/72 A61B5/7246		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本申请提供一种心肺和谐系列指标评测方法、装置及系统。该方法包括：对被测者的心电信号、呼吸信号和运动信号进行滤波和去噪预处理，从心电信号中提取RR间期序列，并根据RR间期序列和呼吸信号构建二元回归数学模型；将二元回归数学模型中的参数变换到频域获得变换矩阵；对变换矩阵进行分析获得心肺和谐系列指标；心肺和谐系列指标包括心肺和谐曲线、心肺和谐度、心肺谐振频率、心肺谐振因子、心肺和谐曲线带宽和心肺谐振品质因子；心肺和谐曲线用于表征呼吸对RR间期序列的调制在频域上不同频点的影响值。本申请实施例通过提出心肺和谐系列指标这一概念，提供了心肺和谐系列指标获取方法，能够为心肺代谢系统的评估提供可靠的数字度量。

