



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104305958 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 30

(21) 申请号 201410524618. 8

审查员 薛艳华

(22) 申请日 2014. 10. 08

(73) 专利权人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市碑林区咸宁西路
28 号

(72) 发明人 陈翔 李津 魏建新 王珏 刘宁
赵宗亚

(74) 专利代理机构 西安通大专利代理有限责任
公司 61200

代理人 徐文权

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/02(2006. 01)

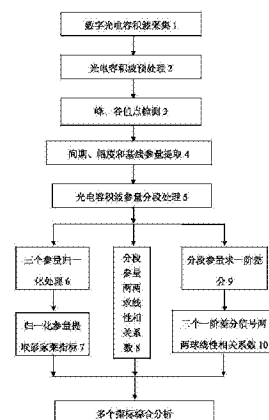
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

一种极短时自主神经状态的光电容积波多参
量分析方法

(57) 摘要

本发明公开了一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法,涉及一种数字信号处理方法;包括下述步骤:采集被测部位皮肤表层微血管床血液容积变化的光电容积波数字信号;对该信号去基线处理,检测容积脉搏波每拍的峰值点和谷值点;计算得到间期、幅度和基线参量;以小于1分钟的时间间隔对光电容积波及三个参量进行分段;对分段内的间期、幅度和基线三个参量分别进行归一化处理,求得三个彭家莱图量化指标;对光电容积波间期、幅度和基线三个参量分别求一阶差分信号,再计算两两的相关系数;分析所得量化指标,通过数值变化进行自主神经状态的量化评估。本发明可能应用于临床自主神经状态跟踪分析以及日常家庭健康监护。



1. 一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法,其特征在于,包括以下步骤:

- 1) 采集被测部位皮肤表层微血管床血液容积变化的光电容积波数字信号;
- 2) 对采集得到的光电容积波数字信号进行预处理,去除该光电容积波数字信号的基线;
- 3) 根据步骤 2) 得到的预处理信号,检测光电容积波每拍的峰值点和谷值点;
- 4) 根据峰值点和谷值点计算每拍的峰值间期变量、每拍峰值点强度变量及每拍峰值点与谷值点的强度差异变量;其中,每拍峰值点与谷值点的强度差异变量为幅度变量,每拍峰值点强度变量为基线变量;即得到间期变量、幅度变量及基线变量这三个参量信号;
- 5) 对步骤 4) 得到的三个参量信号按照小于 1 分钟的时间长度同步进行分段处理,得到三个分段参量信号;
- 6) 对步骤 5) 得到的三个分段参量信号分别进行归一化处理;
- 7) 对步骤 6) 中得到的归一化参量分别求彭家莱图的标准差指标 SD1、SD2 和两个标准差的比值 SD1/SD2;
- 8) 对步骤 6) 中得到的归一化参量分别求得两两之间的线性相关系数;
- 9) 对步骤 5) 得到的峰值间期变量、幅度变量和基线变量分别求一阶差分,得到三个变量的差分信号;
- 10) 对步骤 9 中求得的三个参量的差分信号求取两两之间的线性相关系数。

2. 根据权利要求 1 所述的一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法,其特征在于,所述步骤 1) 中采集的光电容积波数字信号是采样频率在 500Hz 以上,未经过滤波处理的原始光电容积波数字信号。

3. 根据权利要求 1 所述的一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法,其特征在于,步骤 6) 所述的归一化处理是指取分段参量中的每一个数据与该段参量中的最大值进行比值计算,具体方法为:

先找出分段数据中的最大值,段内每一个数值与最大值的比值即为该数的归一化值;

设离散序列 $X(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$;

该序列的最大值 $X_{\max} = \max \{X(j), j = 1, 2, \dots, N\}$;

则归一化的序列 $NX(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$ 为:

$$NX(j) = \frac{X(j)}{X_{\max}} \quad (1)$$

4. 根据权利要求 1 所述的一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法,其特征在于,步骤 7) 中求彭家莱图的标准差指标 SD1、SD2 和两个标准差的比值 SD1/SD2 的具体方法如下:

设离散序列 $X(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$; 该序列的均值为 $\bar{X}$, 其自相关函数定义为:

$$R_X(k) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} X(n)X(n-k) \quad (2);$$

$-\infty < n < +\infty$ 为第 n 个时刻, $-\infty < k < +\infty$ 为时间间隔, $X(n)$, $X(n-k)$ 分别为第 n 时刻和第 $n-k$ 时刻的序列值;

彭家莱图横坐标为 $X(n)$, 纵坐标为 $X(n+1)$; 则相邻点差值的标准差 SD1 按以下公式求得:

$$SD1^2 = R_x(0) - R_x(1) \quad (3);$$

沿着 $y = x$ 轴的标准差 SD2 为:

$$SD2^2 = R_x(0) + R_x(1) - 2\bar{X} \quad (4);$$

则 SD1/SD2 为两者的比值。

5. 根据权利要求 1 所述的一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法, 其特征在于, 所述步骤 8) 和步骤 10) 中的线性相关系数的计算方法如下:

设两个离散序列分别为 $X(i)$, $i = 1, 2, \dots, N$ 和 $Y(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$, 这两个序列的均值分别为 $\bar{X}$ 和 $\bar{Y}$, 则这两个序列间的线性相关系数 r 按式 (5) 求得:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (X(i) - \bar{X})(Y(i) - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (X(i) - \bar{X})^2 \sum_{j=1}^N (Y(j) - \bar{Y})^2}} \quad (5)。$$

6. 根据权利要求 1 所述的一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法, 其特征在于, 所述步骤 4) 中每拍的峰值间期变量是指每拍峰值点对应的时间坐标之差值为间期 $I_{pp}(j)$; 每拍峰值点强度为该拍的基线 $V_p(j)$; 每拍峰值点与谷值点的强度差异变量为幅度 $Av_p(j)$;

其中, j 为脉搏波节拍的序号, p_j 为第 j 个脉搏波的峰值点, $I_{pp}(j)$ 表示第 j 个峰值间期值, $V_p(j)$ 是第 j 个峰值的基线值, $Av_p(j)$ 为第 j 个幅度值。

7. 根据权利要求 6 所述的一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法, 其特征在于, 所述步骤 9) 的峰值间期变量、基线变量和幅度变量的一阶差分信号分别为: $DI_{pp}(j)$ 、 $DV_p(j)$ 和 $DAv_p(j)$; 且有:

$$DI_{pp}(j) = I_{pp}(j+1) - I_{pp}(j) \quad (6);$$

$$DV_p(j) = V_p(j+1) - V_p(j) \quad (7);$$

$$DAv_p(j) = Av_p(j+1) - Av_p(j) \quad (8);$$

其中, $DI_{pp}(j)$ 为间期的第 j 个一阶差分信号值; $DAv_p(j)$ 为幅度的第 j 个一阶差分信号值; $DV_p(j)$ 为基线的第 j 个一阶差分信号值。

一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法

技术领域

[0001] 本发明属于生物医学工程技术领域,涉及一种数字信号处理方法,具体涉及一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法。

背景技术

[0002] 当人处于病理状态或受到外部刺激时,比如睡眠呼吸暂停发生前后,激烈运动后或急性药物反应时,心血管调节系统往往会产生快速响应。追踪检测心血管调节的这些动态变化,对临床监护和病理生理研究有着十分重要的意义。

[0003] 目前临床上广泛使用心率变异性分析作为心脏自主神经状态的分析方法。心率变异性分析通过计算比较心电信号 RR 间期时间序列的时、频域指标来评价自主神经功能,一般可分为短时程(5 分钟)和长时程(24 小时)两种基本类型。由于标准心率变异性测量有着严格的时间限制,而且还需要假定在这些时间段自主神经功能近似处于稳定状态。因此不适于自主神经活动的快速、动态评测。也有研究者为展示心率的动态变化而采用了时-频联合分析方法,但是因为缺少可量化的指标也难以对自主神经系统的快速变化进行量化分析。然而在检测方法缺乏的同时,极短时(<1 分钟)自主神经活动变化被发现具有越来越显著的临床诊断和濒危预警意义。因此对极短时心血管调节功能分析方法的需求日益增强。

[0004] 近几年来,关于极短时自主神经状态分析的研究逐步开展。实验验证在稳定状态下,从长度为 10 秒的心电信号中提取的相邻 RR 间期差值的均方根指标(rMSSD)能够准确表征 5 分钟的平均心迷走张力的变化。而最新的研究结果则是从各种不同方法获得的心率变异性指标中挑选出 31 个有可能用于 30- 拍心率变异性分析的指标,但是其有效性尚待进一步评估。总体而言,由于心率变异性指标是表征自主神经系统对心脏节律调节的单一指标,而且大多数指标基于统计方法得到。当数据长度有限时,误差明显,评估的准确性难以保证。这些被筛选的极短时心率变异性指标也难以有效反映出通过局部自主神经调节、通过中枢神经和荷尔蒙调节的整体心血管调节状态。

[0005] 光电容积波信号(PhotoPlethysmograph, PPG)是通过光电技术获得的反映外周组织中微血管床血液容积变化的检测信号。该信号已被广泛应用于血氧饱和度和心率的监测。由于光电容积的检测点位于循环系统的下游,因此几乎心血管调节活动的所有结果都可能从光电容积波的不同参量中得以体现。现有研究显示,基于光电容积波的脉率间期参量的变异性已被认为可以替代心电信号来获得心率变异性;光电容积波脉搏幅度参量变化与心输出量,血流灌注以及血管舒张等紧密相关;光电容积波的基线参量变化也可以作为受呼吸调制的血容量指标,而血容量则主要受到中央静脉到右心房的回流变化的影响。这些参量从不同方面都体现了自主神经系统对心血管系统功能的调节活动。因此,同时对光电容积波中不同参量的变化进行评估就有可能得到一种更为全面的心血管调节的检测方法。

[0006] 在分析信号动态变化的诸多方法中,彭家莱图(Poincaré plot)是能够从时间序

列中直观显示系统动态特性的二维可视化工具。彭家莱图常用的定量分析指标为 SD1 和 SD2。其中 SD1 为彭家莱图中在 $y = x$ 轴两侧,即与该轴方向垂直的散点离散宽度,反映了相邻点的差异,表达序列的瞬时或短时变化;而 SD2 则是沿 $y = x$ 轴方向的散点离散长度,表现的是序列的总体变异程度。彭家莱图这种定量分析方法已被广泛应用于标准的心率变异性分析,RR 序列的 SD1 和 SD2 以及 SD1/SD2 已被证实能够分别表征副交感活性;交感和副交感的整体作用;交感和副交感的平衡。这种非线性的分析方法的优点还在于其对信号平稳性以及长度没有严格的限制,因此适用于极短时信号的动态检测。已有研究组将 5s 的彭家莱心率指标用于自主神经功能的动态分析。而作为定性和定量地分析混沌现象的经典方法,彭家莱图的应用并不应局限于心率的分析。也就是说,现仅有基于心率变异性的研究方法对于极短时自主神经状态分析还存在较大的局限性。

发明内容

[0007] 为了克服上述现有技术存在的缺陷,本发明的目的在于提供一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法,该方法是利用光电容积波多参量归一化的彭家莱非线性指标以及参量间的相关系数对极短时自主神经系统状态进行量化表征,该方法使用简便无创,比单一的心率变异性指标更能反映自主神经系统的整体状态。

[0008] 本发明是通过以下技术方案来实现:

[0009] 一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法,包括以下步骤:

[0010] 1) 采集被测部位皮肤表层微血管床血液容积变化的光电容积波数字信号;

[0011] 2) 对采集得到的光电容积波数字信号进行预处理,去除该光电容积波数字信号的基线;

[0012] 3) 根据步骤 2) 得到的预处理信号,检测光电容积波每拍的峰值点和谷值点;

[0013] 4) 根据峰值点和谷值点计算每拍的峰值间期变量、每拍峰值点强度变量及每拍峰值点与谷值点的强度差异变量;其中,每拍峰值点与谷值点的强度差异变量为幅度变量,每拍峰值点强度变量为基线变量;即得到间期变量、幅度变量及基线变量这三个参量信号;

[0014] 5) 对步骤 4) 得到的三个参量信号按照小于 1 分钟的时间长度同步进行分段处理,得到三个分段参量信号;

[0015] 6) 对步骤 5) 得到的三个分段参量信号分别进行归一化处理;

[0016] 7) 对步骤 6) 中得到的归一化参量分别求彭家莱图的标准差指标 SD1、SD2 和两个标准差的比值 SD1/SD2;

[0017] 8) 对步骤 6) 中得到的归一化参量分别求得两两之间的线性相关系数;

[0018] 9) 对步骤 5) 得到的峰值间期变量、幅度变量和基线变量分别求一阶差分,得到三个变量的差分信号;

[0019] 10) 对步骤 9 中求得的三个参量的差分信号求取两两之间的线性相关系数。

[0020] 所述步骤 1) 中采集的光电容积波数字信号是采样频率在 500Hz 以上未经过滤波处理的原始光电容积波数字信号。

[0021] 步骤 6) 所述的归一化处理是指取分段参量中的每一个数据与该段参量中的最大值进行比值计算,具体方法为:

[0022] 先找出分段数据中的最大值,段内每一个数值与最大值的比值即为该数的归一化

值；

[0023] 设离散序列 $X(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$;

[0024] 该序列的最大值 $X_{\max} = \max \{X(j), j = 1, 2, \dots, N\}$;

[0025] 则归一化的序列 $NX(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$ 为:

$$[0026] \quad NX(j) = \frac{X(j)}{X_{\max}} \quad (1)。$$

[0027] 步骤 7) 中求彭家莱图的标准差指标 SD1、SD2 和两个标准差的比值 SD1/SD2 的具体方法如下:

[0028] 设离散序列 $X(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$; 该序列的均值为 $\bar{X}$, 其自相关函数定义为:

$$[0029] \quad R_X(k) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(n)x(n-k) \quad (2);$$

[0030] $-\infty < n < +\infty$ 为第 n 个时刻, $-\infty < k < +\infty$ 为时间间隔, $x(n)$, $x(n-k)$ 分别为第 n 时刻和第 $n-k$ 时刻的序列值;

[0031] 彭家莱图横坐标为 $X(n)$, 纵坐标为 $X(n+1)$; 则相邻点差值的标准差 SD1 按以下公式求得:

$$[0032] \quad SD1^2 = R_X(0) - R_X(1) \quad (3);$$

[0033] 沿着 $y = x$ 轴的标准差 SD2 为:

$$[0034] \quad SD2^2 = R_X(0) + R_X(1) - 2\bar{X} \quad (4);$$

[0035] 则 SD1/SD2 即为两者的比值。

[0036] 所述步骤 8) 和步骤 10) 中的线性相关系数的计算方法如下:

[0037] 设两个离散序列分别为 $X(i)$, $i = 1, 2, \dots, N$ 和 $Y(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$, 这两个序列的均值分别为 $\bar{X}$ 和 $\bar{Y}$, 则这两个序列间的线性相关系数 r 按式 (5) 求得:

$$[0038] \quad r = \frac{\sum_{i=1}^N (X(i) - \bar{X})(Y(i) - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (X(i) - \bar{X})^2 \sum_{j=1}^N (Y(j) - \bar{Y})^2}} \quad (5)。$$

[0039] 所述步骤 4) 中每拍的峰值间期变量是指每拍峰值点对应的坐标之差值为间期 $I_{pp}(j)$; 每拍峰值点强度为该拍的基线 $V_p(j)$; 每拍峰值点与谷值点的强度差异变量为幅度 $Avp(j)$;

[0040] 其中, j 为脉搏波节拍的序号, p_j 为第 j 个脉搏波的峰值点, $I_{pp}(j)$ 表示第 j 个峰值间期值, $V_p(j)$ 是第 j 个峰值的基线值, $Avp(j)$ 为第 j 个幅度值。

[0041] 所述步骤 9) 的峰值间期变量、基线变量和幅度变量的一阶差分信号分别为: $DI_{pp}(j)$ 、 $DV_p(j)$ 和 $DAvp(j)$; 且有:

$$[0042] \quad DI_{pp}(j) = I_{pp}(j+1) - I_{pp}(j) \quad (6);$$

$$[0043] \quad DV_p(j) = V_p(j+1) - V_p(j) \quad (7);$$

$$[0044] \quad DAvp(j) = Avp(j+1) - Avp(j) \quad (8);$$

[0045] 其中, $DI_{pp}(j)$ 为间期的第 j 个一阶差分信号值; $DAvp(j)$ 为幅度的第 j 个一阶差

分信号值； $DV_p(j)$ 为基线的第 j 个一阶差分信号值。

[0046] 与现有技术相比,本发明具有以下有益的技术效果:

[0047] 本发明方法同时考虑光电容积波中受到不同自主神经活动调节的三种参量,综合分析三个参量的变化以实现对自主神经系统进行更为全面的量化分析的目的。本发明首次将对信号平稳性状态和数据长度没有严格限制的非线性彭家莱图分析方法应用于除心率以外的光电容积波幅度参量和基线参量的分析上,并且采用了归一化的处理方式,更有利于不同个体,不同参量间的相互比较。本发明首次采用求不同参量及其变化量之间的线性相关系数的方法,通过不同自主神经调节机制作用下的参量间的相关程度表征自主神经状态的变化。因此,本发明方法能够很好地表征极短时的信号动态变异性特点,特别是针对目前基于心率变异性的自主神经状态分析方法在极短时(<1 分钟)非平稳态分析上的局限性,为心血管自主神经状态的动态分析和跟踪提供了一种可行的技术手段。本发明的具体优势体现在:

[0048] 1、本发明使用光电容积波中受到不同自主神经活动影响的三个参量同时进行量化分析,比单一的心率分析更能全面地反映出自主神经系统的变化。

[0049] 2、本发明方法采用对信号平稳性和信号长度没有严格限制的非线性彭家莱图分析法和线性相关法对光电容积波多参量进行分析,所取得量化指标能够满足短时自主神经状态分析的要求。

[0050] 3、本发明方法中用于分析的三个参量均取自于由一个光电传感器检测得到的光电容积波信号,检测方式简单易操作,检测结果准确可靠,既可以作为单独的自主神经检测装置,也可以作为现有脉搏血氧仪等设备的功能升级,还可以作为中间件处理程序,便于无线检测及网络化应用。在临床自主神经状态动态分析与跟踪以及日常健康监护等应用领域都有明显的技术优势。

附图说明

[0051] 图 1 为本发明方法中光电容积波间期、幅度和基线三个参量的示意图;

[0052] 图 2 为本发明方法的步骤流程示意图;

[0053] 图 3 为采样频率为 500Hz 时,30 秒钟光电容积波原始采样波形图;

[0054] 图 4 为图 3 经去基线处理后所得的光电容积波信号图;

[0055] 图 5 是对图 4 中提取的光电容积波间期、幅度和基线参量,经归一化后所作的彭家莱图(Poincare Plot);其中,(a)为间期参量的彭家莱图和指标,(b)为幅度参量的彭家莱图和指标,(c)为基线参量的彭家莱图和指标。

具体实施方式

[0056] 下面结合具体的实施例对本发明做进一步的详细说明,所述是对本发明的解释而不是限定。

[0057] 参见图 2,本发明的极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法,包括以下步骤:

[0058] 步骤 1,采集通过红光或近红外光投射或反射,反映指端、腕部或前额等部位皮肤表层微血管床血液容积变化的光电容积波数字信号,该信号是未经滤波处理、采样频率在

500Hz 及以上的原始光电容积波信号；

[0059] 参见图 3, 为 500Hz 时, 30 秒钟光电容积波原始采样波形图。

[0060] 步骤 2: 对步骤 1 采集得到的光电容积波信号进行预处理, 去除该信号基线, 在去基线操作时应尽可能的减少相频失真, 保证提取峰值点间期信号的正确性；

[0061] 参见图 4, 为去基线后的光电容积波及检测得到的峰值点和谷值点, 顶端圆圈为峰值点, 底部圆圈为谷值点。

[0062] 步骤 3: 对步骤 2 所得的预处理信号, 采用局部极大值方法确定预处理后光电容积波每拍的峰值点, 然后通过相邻两个峰值点区间取最小值确定谷值点 (检测光电容积波每拍的峰值点和谷值点)；

[0063] 步骤 4: 根据步骤 3 得到的峰值点和谷值点, 计算每拍的峰值间期变量、每拍峰值点与谷值点强度的差值变量 (幅度变量) 以及每一拍的峰值点强度值 (基线参量)；

[0064] 参见图 1, 图中圆圈所标注的点为光电容积脉搏波的峰值点, 方块所标注的点为谷值点, 两个相邻的峰值点间的时间间隔即为该拍的间期, 而一个脉搏周期中峰值点与谷值点的强度差值即为该拍的幅度, 每个脉搏周期中峰值点的强度为基线。依次获得的每个脉搏波的时间间期、幅度和峰值序列即为光电容积波的间期参量 I_{pp} 、幅度参量 A_{vp} 和基线参量 V_p ；

[0065] 确定光电容积波每拍的间期、幅度和基线: 所测得的每拍峰值点对应的时间坐标之差值为间期 I_{pp} ；每拍峰值点与谷值点的强度差值即为幅度 A_{vp} ；每个节拍的峰值点强度即为该拍的基线 V_p , 依次得到的分段中所有节拍的特定参量值形成该参量在此分段中的时间序列：

[0066] $I_{pp}(j) = T(p_{j+1}) - T(p_j)$ ； $A_{vp}(j) = V(p_j) - V(v_j)$ ； $V_p(j) = V(p_j)$

[0067] 其中 j 为脉搏波节拍的序号； p_j 为第 j 个脉搏波的峰值点； $T(p_j)$ 为第 j 个峰值点对应的时刻； $V(p_j)$ 为第 j 个峰值点的强度； $I_{pp}(j)$ 表示第 j 个峰值间期值； $A_{vp}(j)$ 为第 j 个幅度值； $V_p(j)$ 是第 j 个峰值的基线值；

[0068] 步骤 5: 按照实际应用需要, 对步骤 4 得到的三个参量信号按照小于 1 分钟的时间长度同步进行分段处理, 其间去除干扰严重部分, 确保光电容积波信号及其参量的有效性；

[0069] 具体可以按照不同的应用要求设定分段的时间长度, 如睡眠呼吸暂停, 可以根据呼吸暂停持续的时间；药物效应, 可以选择不同的反应时间长度, 但对于本发明的极短时则通常指不超过 1 分钟的时间长度, 如此以分析快速动态的变化；

[0070] 步骤 6: 对步骤 5 中的极短时分段参量信号分别进行归一化处理；归一化处理是指取分段中的每一个数据与该段最大值的比值；该方法该有利于不同个体不同参量间的比较；

[0071] 先找出分段数据中的最大值, 段内每一个数值与最大值的比值即为该数的归一化值；

[0072] 设离散序列 $X(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$ ；

[0073] 该序列的最大值 $X_{\max} = \max \{X(j), j = 1, 2, \dots, N\}$ ；

[0074] 则归一化的序列 $NX(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$ 为：

$$[0075] \quad NX(j) = \frac{X(j)}{X_{\max}} \quad (1);$$

[0076] 步骤 7 :对步骤 6 中得到的归一化参量分别求彭家莱图的标准差指标 SD1、SD2 和两个标准差的比值 SD1/SD2 ;

[0077] 设离散序列 $X(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$; 该序列的均值为 $\overline{X}$, 其自相关函数定义为 :

$$[0078] \quad R_X(k) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(n)x(n-k) \quad (2);$$

[0079] $-\infty < n < +\infty$ 为第 n 个时刻, $-\infty < k < +\infty$ 为时间间隔, $x(n)$, $x(n-k)$ 分别为第 n 时刻和第 $n-k$ 时刻的序列值。

[0080] 彭家莱图横坐标为 $X(n)$, 纵坐标为 $X(n+1)$; 则相邻点差值的标准差 SD1 按以下公式求得 :

$$[0081] \quad SD1^2 = R_X(0) - R_X(1) \quad (3);$$

[0082] 沿着 $y = x$ 轴的标准差 SD2 为 :

$$[0083] \quad SD2^2 = R_X(0) + R_X(1) - 2\overline{X} \quad (4);$$

[0084] 则 SD1/SD2 即为两者的比值。

[0085] 参见图 5, 归一化的光电容积波参量彭家莱图及其指标 : (a) 为间期参量 ; (b) 为幅度参量 ; (c) 为基线参量。

[0086] 步骤 8 :对步骤 6 中得到的归一化参数分别求得两两之间的线性相关系数 ;

[0087] 设两个离散序列分别为 $X(i)$, $i = 1, 2, \dots, N$ 和 $Y(j)$, $j = 1, 2, \dots, N$, 这两个序列的均值分别为 $\overline{X}$ 和 $\overline{Y}$, 则这两个序列间的线性相关系数 r 按式 (5) 求得 :

$$[0088] \quad r = \frac{\sum_{i=1}^N (X(i) - \overline{X})(Y(i) - \overline{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (X(i) - \overline{X})^2 \sum_{j=1}^N (Y(j) - \overline{Y})^2}} \quad (5);$$

[0089] 步骤 9 :对步骤 5 得到的峰值间期变量、幅度变量和基线变量分别求一阶差分, 得到三个变量的差分信号 ; 计算方法如下 :

$$[0090] \quad DI_{pp}(j) = I_{pp}(j+1) - I_{pp}(j) \quad (6);$$

$$[0091] \quad DA_{vp}(j) = A_{vp}(j+1) - A_{vp}(j) \quad (7);$$

$$[0092] \quad DV_p(j) = V_p(j+1) - V_p(j) \quad (8);$$

[0093] 其中, $DI_{pp}(j)$ 为间期的第 j 个一阶差分信号值 ; $DA_{vp}(j)$ 为幅度的第 j 个一阶差分信号值 ; $DV_p(j)$ 为基线的第 j 个一阶差分信号值。

[0094] 此分段内, 依次得到的各参量的一阶差分信号值构成的序列即为该参量的一阶差分序列。

[0095] 步骤 10 :对步骤 9 中求得的三个参量一阶差分信号按照步骤 8 的方法求取两两之间的线性相关系数。

[0096] 综合分析步骤 7、步骤 8 以及步骤 10 得到的量化指标, 分析这些指标的数值变化,

结合这些参量指标的生理意义对自主神经系统功能进行综合分析,其结果可以以合适的显示方式在显示屏上予以显示。

[0097] 本发明方法得到的参量相比现有技术,更加准确,更加可靠,比单一的心率分析更能全面地反映出自主神经系统的变化。在本发明中,我们将彭家莱图也应用于受到自主神经调控的其它光电容积波参量。而且我们在处理前,对不同的信号参量进行归一化的处理,极大增强了同一或不同参量彭家莱指标间的可比性。我们的实验结果也证实这种多参量的归一化彭家莱指标对自主神经系统的短时变化敏感度高。

[0098] 受自主神经系统不同调节机制作用的生理参量很重要的特点在于这些参量间并非相互独立。由于受到同一系统的作用,这些参量间存在关联,且相关程度受到自主神经交感副交感平衡状态的影响。比如研究发现,尽管心率和血压受自主神经系调节的机制不同,但心率和血压间存在强相关性,研究表明这两者的相关程度在不同生理和病理情况下会发生变化。反过来讲,这些生理量间相关程度的变化也能表征自主神经功能的变化。我们的研究结果也发现光电容积波的多参量间的相关程度和自主神经状态密切相关。因此我们将不同参量间以及不同参量的变化量,即一阶差分间的线性相关系数也作为表征自主神经状态的量化指标,用于对极短时间内自主神经不同调节活动间的协调性的一种度量。

[0099] 综上所述,采集被测部位皮肤表层微血管床血液容积变化的光电容积波数字信号;对该信号去基线处理,检测容积脉搏波每拍的峰值点和谷值点;计算得到间期、幅度和基线参量;以小于1分钟的时间间隔对光电容积波及三个参量进行分段;对分段内的间期、幅度和基线三个参量分别进行归一化处理,求得三个彭家莱图量化指标SD1、SD2、SD1/SD2;对光电容积波间期、幅度和基线三个参量分别求一阶差分信号,再计算两两的相关系数;分析所得到的该段光电容积波间期、幅度和基线三个参量共计9个彭家莱指标和3个相关系数以及三个差分信号的3个相关系数,可对少于1分钟的极短时自主神经状态进行综合量化分析。

[0100] 本发明中的极短时自主神经功能的量化分析方法可直接加载于现有脉搏血氧仪的单片机程序中,使其在检测血氧的同时也能检测到自主神经功能的动态变化;也可作为专门用于自主神经状态监护的可佩戴式独立装置;还可保持现有的脉搏血氧仪功能不变,而只通过有线或无线的通信方式将原始光电容积波信号发送至PDA,手机或掌上电脑,在以上中间设备的软件平台上来完成极短时自主神经功能量化分析,其检测结果既可在上述终端平台上显示,也可通过网络发往上一级监护网络,有利于医疗监护信息网络化管理。

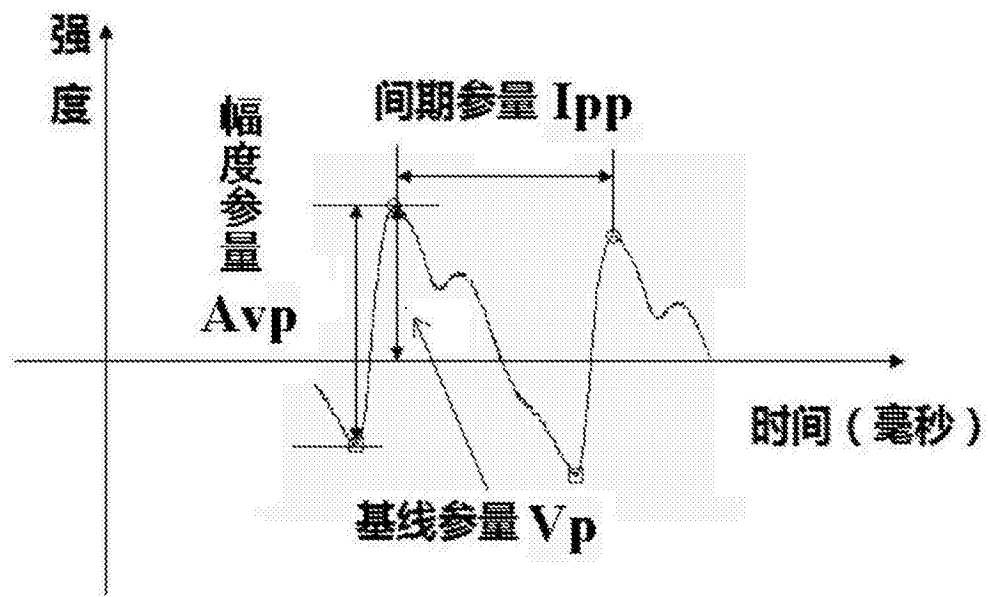


图 1

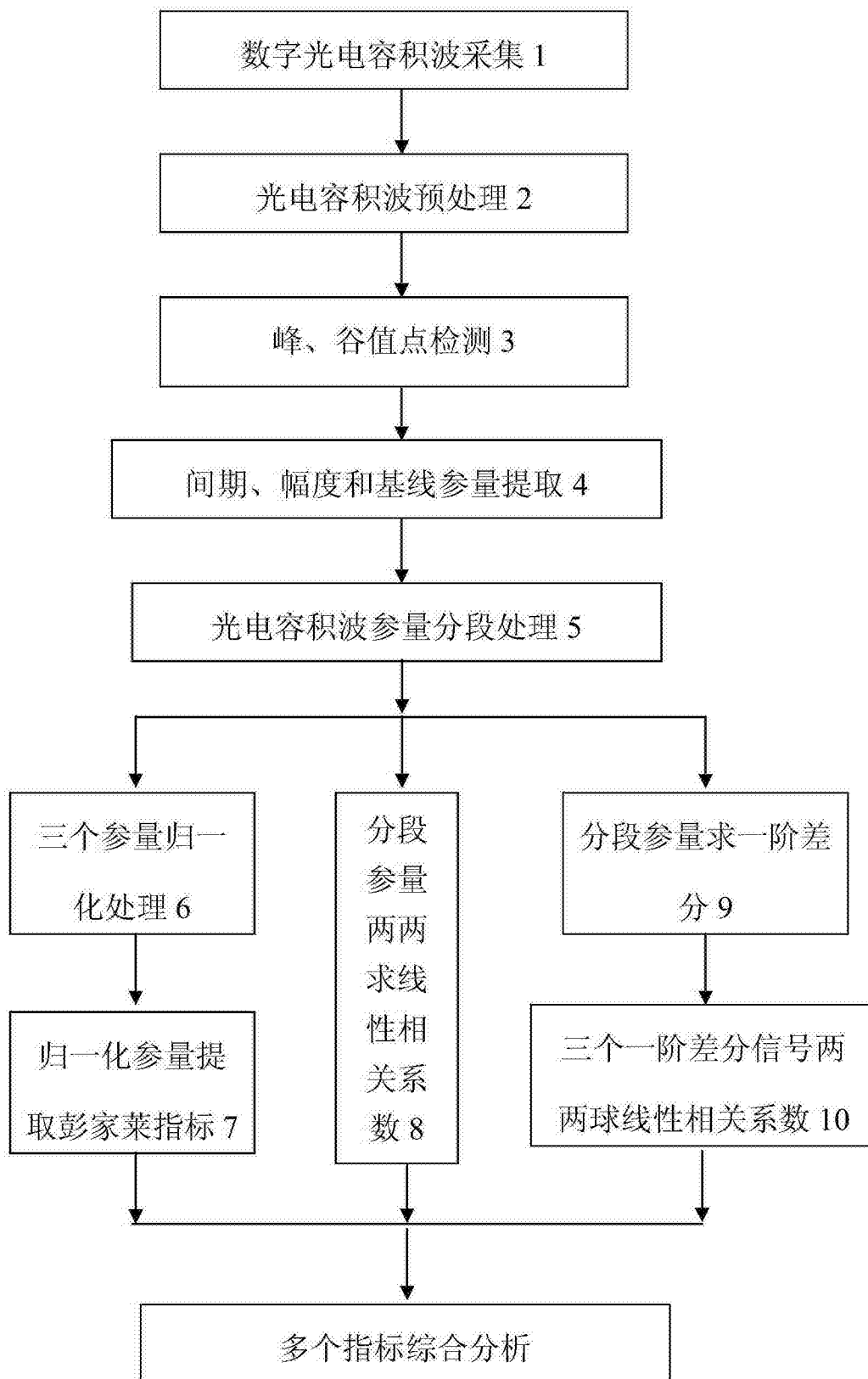


图 2

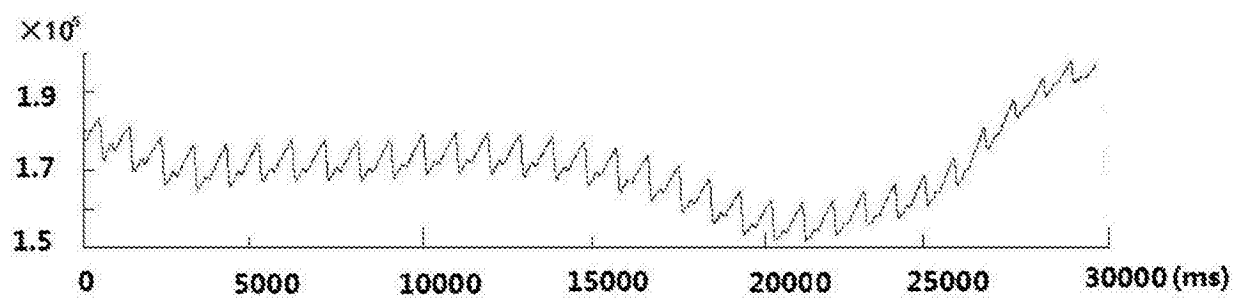


图 3

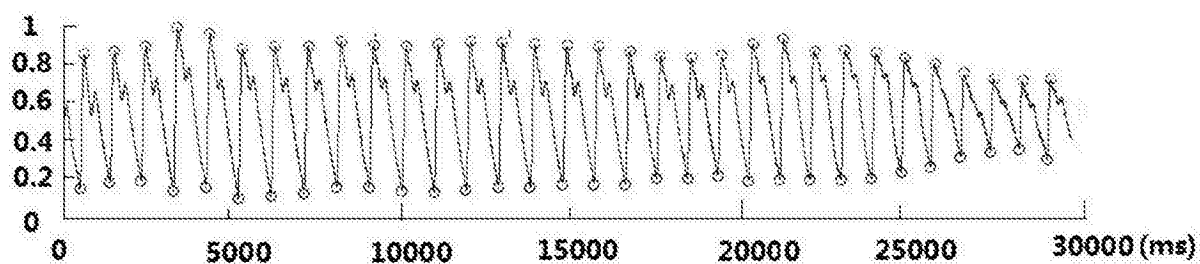
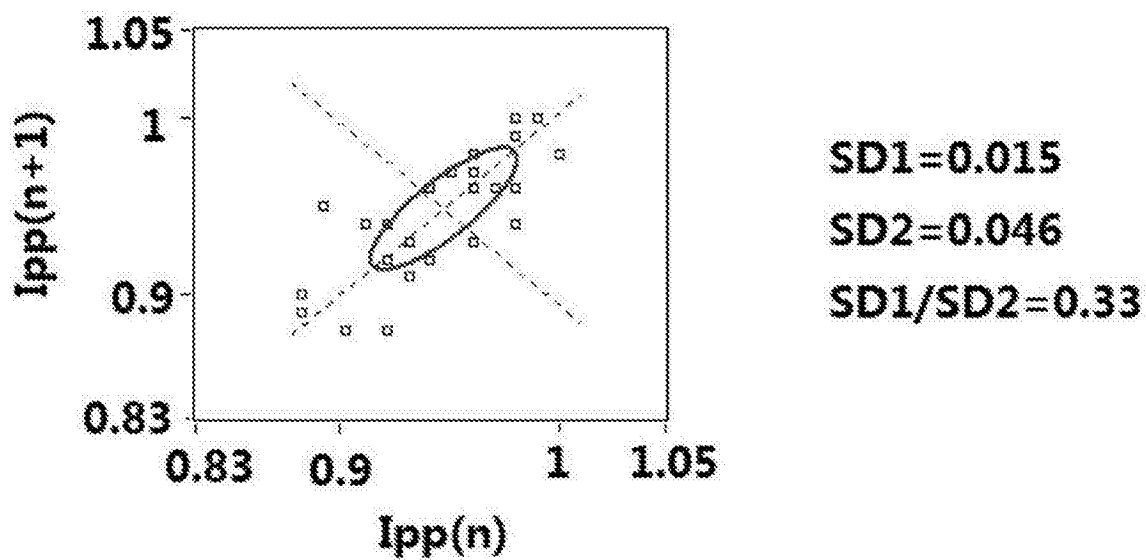
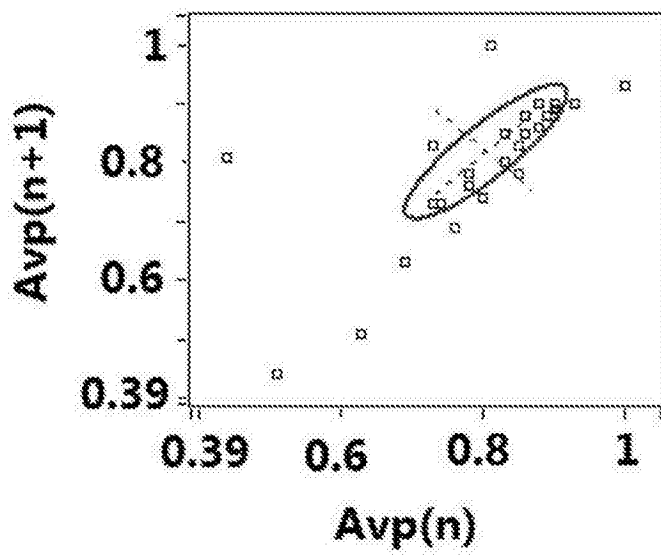


图 4

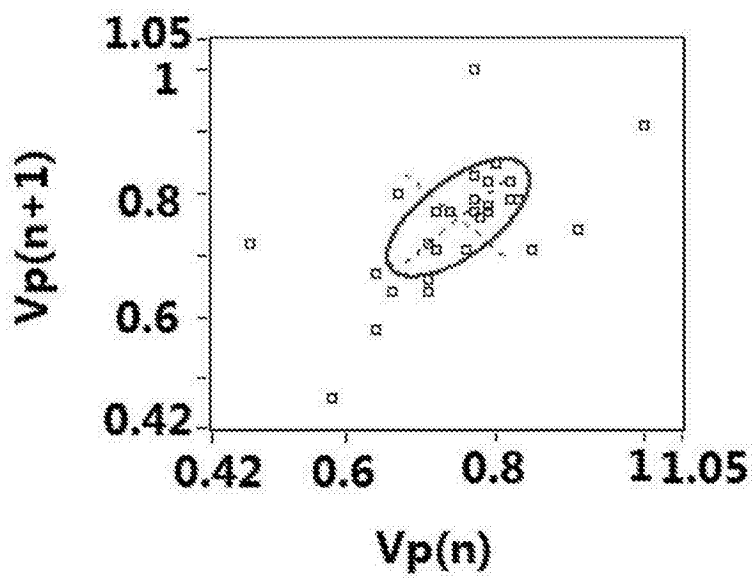


(a)



SD1=0.041
SD2=0.16
SD1/SD2=0.26

(b)



SD1=0.056
SD2=0.12
SD1/SD2= 0.47

(c)

图 5

专利名称(译)	一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法		
公开(公告)号	CN104305958B	公开(公告)日	2016-03-30
申请号	CN201410524618.8	申请日	2014-10-08
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	陈翔 李津 魏建新 王珏 刘宁 赵宗亚		
发明人	陈翔 李津 魏建新 王珏 刘宁 赵宗亚		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/0059		
代理人(译)	徐文权		
其他公开文献	CN104305958A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种极短时自主神经状态的光电容积波多参量分析方法，涉及一种数字信号处理方法；包括下述步骤：采集被测部位皮肤表层微血管床血液容积变化的光电容积波数字信号；对该信号去基线处理，检测容积脉搏波每拍的峰值点和谷值点；计算得到间期、幅度和基线参量；以小于1分钟的时间间隔对光电容积波及三个参量进行分段；对分段内的间期、幅度和基线三个参量分别进行归一化处理，求得三个彭家莱图量化指标；对光电容积波间期、幅度和基线三个参量分别求一阶差分信号，再计算两两的相关系数；分析所得量化指标，通过数值变化进行自主神经状态的量化评估。本发明可能应用于临床自主神经状态跟踪分析以及日常家庭健康监护。

