



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102217931 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 19

(21) 申请号 201110153636. 6

(22) 申请日 2011. 06. 09

(71) 申请人 李红锦

地址 100020 北京市朝阳区建国路 88 号  
soho 现代城 B 座 604 室

(72) 发明人 李闯 唐峰 李孜博

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 遂长明 王宝筠

(51) Int. Cl.

A61B 5/024 (2006. 01)

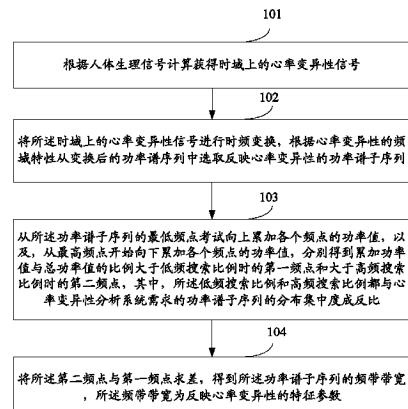
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 7 页

(54) 发明名称

一种心率变异性特征参数的获取方法和装置

(57) 摘要

本发明实施例公开了一种心率变异性特征参数的获取方法和装置。其中，该方法包括：根据人体生理信号计算获得时域上的心率变异性信号；将时域上的心率变异性信号进行时频变换，根据心率变异性的频域特性从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列；从功率谱子序列的最低频点开始向上累加各个频点的功率值，以及，从最高频点开始向下累加各个频点的功率值，得到累加功率值与总功率值的比例大于低频搜索比例时的第一频点和大于高频搜索比例时的第二频点；将第二频点与第一频点求差，得到功率谱子序列的频带带宽，该频带带宽为特征参数。根据本发明实施例，可以使该特征参数在能够反映心率变异性的周期性变化同时，也能够反映主峰值与次峰值之间的位置关系。



1. 一种心率变异性特征参数的获取方法,其特征在于,包括:

根据人体生理信号计算获得时域上的心率变异性信号;

将所述时域上的心率变异性信号进行时频变换,根据心率变异性的频域特性从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列;

从所述功率谱子序列的最低频点开始向上累加各个频点的功率值,以及,从最高频点开始向下累加各个频点的功率值,分别得到累加功率值与总功率值的比例大于低频搜索比例时的第一频点和大于高频搜索比例时的第二频点,其中,所述低频搜索比例和高频搜索比例都与心率变异性分析系统需求的功率谱子序列的分布集中度成反比;

将所述第二频点与第一频点求差,得到所述功率谱子序列的频带带宽,所述频带带宽为反映心率变异性的特征参数。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:将所述特征参数进行去量纲化处理。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:计算所述功率谱子序列中极低频部分的功率值分量,如果所述极低频部分的功率值分量占总功率值的比例大于修正门限值,将去量纲化后的特征参数除以修正因子的平方,得到修正后的特征参数,所述修正因子为所述极低频部分的功率值分量除以总功率值与修正门限值的乘积,所述修正门限值为极低频部分的功率值分量占总功率值中的最大正常分布比例。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其特征在于,所述修正门限值为 0.3。

5. 根据权利要求 1-4 中任意一项所述的方法,其特征在于,所述对时域上的心率变异性信号进行时频变换,根据心率变异性的频域特征从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列包括:

对所述时域上的心率变异性信号进行采样,得到心率变异性信号的离散序列;

对所述离散序列进行时频变换,根据心率变异性的频域特征从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列。

6. 根据权利要求 1-4 中任意一项所述的方法,其特征在于,所述低频搜索比例和高频搜索比例为 0.05。

7. 一种心率变异性特征参数的获取装置,其特征在于,包括:

信号计算单元,用于根据人体生理信号计算得到时域上的心率变异性信号;

时频变换单元,用于将所述时域上的心率变异性信号进行时频变换,根据心率变异性的频率特性从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列;

频点计算单元,用于从所述功率谱子序列的最低频点开始向上累加各个频点的功率值,以及,从最高频点开始向下累加各个频点的功率值,分别得到累加功率值与总功率值的比例大于低频搜索比例时的第一频点和大于高频搜索比例时的第二频点,其中,所述低频搜索比例和高频搜索比例都与心率变异性分析系统需求的功率谱子序列的分布集中度成反比;

特征参数计算单元,用于将所述第二频点与第一频点求差,得到所述功率谱子序列的频带带宽,所述频带带宽为反映心率变异性的特征参数。

8. 根据权利要求 7 所述的装置,其特征在于,所述装置还包括:量纲化处理单元,用于将所述特征参数进行去量纲化处理。

9. 根据权利要求 8 所述的装置，其特征在于，所述装置还包括：

修正单元，用于计算所述功率谱子序列中极低频部分的功率值分量，如果所述极低频部分的功率值分量占总功率值的比例大于修正门限值，将去量纲化后的特征参数除以修正因子的平方，得到修正后的特征参数，所述修正因子为所述极低频部分的功率值分量除以总功率值与修正门限值的乘积，所述修正门限值为极低频部分的功率值分量占总功率值中的最大正常分布比例。

10. 根据权利要求 9 所述的方法，其特征在于，所述修正门限值为 0.3。

11. 根据权利要求 7-10 中任意一项所述的装置，其特征在于，所述时频变换单元包括：

采样子单元，用于对所述时域上的心率变异性信号进行采样，得到心率变异性信号的离散序列；

变换子单元，用于对所述离散序列进行时频变换，根据心率变异性频域特征从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率子序列。

12. 根据权利要求 7-10 中任意一项所述的装置，其特征在于，所述低频搜索比例和高频搜索比例为 0.05。

## 一种心率变异性特征参数的获取方法和装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理技术领域,特别是一种心率变异性特征参数的获取方法和装置。

### 背景技术

[0002] 心率变异性(Heart Rate Variability, HRV)信号是指连续心跳间瞬间心率的变化。目前,在对心率变异性进行分析时,主要使用时域分析法和频域分析法来获取反映心率变异性形态的特征参数,两种方法可以分别获取不同的特征参数。

[0003] 在期刊《Swiss Medical Weekly》的2004年总第134期中,公开了一篇《Heart rate variability :a noninvasive electrocardio graphic method to measure the automatic nervous system》文章,文中对时域分析方法和频域分析方法进行了介绍。其中,时域分析方法是在时域上对心跳间隔随时间的变化进行统计分析,获取的特征参数包括:SDNN(Standard Deviation of NN intervals,全部正常窦性心搏RR间期的标准差)、SDSD(全部相邻NN间期之差的标准差)、RMSSD(全部相邻NN间期之差的均方根值)和pNN50(全部相邻NN间期之差>50ms的心搏数百分比)。频域分析方法是采用傅里叶变换或者自回归估计等手段对心率变异性信号进行时频变换,通过频谱分析获取相应的特征参数,这些特征参数包括:TP(总功率)、ULF(甚低频功率分量)、VLF(极低频功率分量)、LF(低频功率分量)、HF(高频功率分量)和LF/HF(低频高频比)等。

[0004] 尽管采用时域分析法和频域分析法可以获得各种反映心率变异性形态的特征参数,但是,这些特征参数无法准确地反映心率变异性周期性变化,在生物反馈等应用领域受到了很多局限。

[0005] 在公开号为CN1358074A、公开日为2002年7月10日的中国发明专利中,公开了一种基于频域分析的特征参数获取方法。该方法首先确定心率变异性信号的功率分布谱,然后在谱中选择最大能量峰值的频率,并分别确定该最大能量峰值的频率对应的能量 $E_{peak}$ 、低于该最大能量峰值的频率的所有频率对应的能量总和 $E_{below}$ 以及高于该最大能量峰值的频率的所有频率对应的能量总和 $E_{above}$ ,最后将 $E_{peak}$ 与 $E_{below}$ 以及 $E_{peak}$ 与 $E_{above}$ 的比值作为特征参数,该特征参数可以反映心率变异性周期性变化,尤其是心率变异性呈正弦状态变化时。

[0006] 但是,发明人在研究中发现,上述发明专利公开的方法仍然存在一些不足。在确定了最大能量的主峰值的频率的能量 $E_{peak}$ 后,将功率分布谱中除主峰值之外的其它次峰值的频率对应的能量统一地被累加到 $E_{above}$ 和 $E_{below}$ 中。因此,该方法只关注了主峰值的频率位置,而对其他次峰值的频率位置不进行分辨,使得计算得到的特征参数无法反映主峰值与其它次峰值之间的位置关系,进而不能准确地反映心率变性的形态。

### 发明内容

[0007] 为了解决上述技术问题,本发明实施例提供了一种心率变异性特征参数的获取方

法和装置,以使该特征参数在能够反映心率变异性周期性变化同时,也能够反映主峰值与次峰值之间的位置关系。

[0008] 本发明实施例公开了如下技术方案:

[0009] 一种心率变异性特征参数的获取方法,包括:

[0010] 根据人体生理信号计算获得时域上的心率变异性信号;

[0011] 将所述时域上的心率变异性信号进行时频变换,根据心率变异性的频域特性从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列;

[0012] 从所述功率谱子序列的最低频点开始向上累加各个频点的功率值,以及,从最高频点开始向下累加各个频点的功率值,分别得到累加功率值与总功率值的比例大于低频搜索比例时的第一频点和大于高频搜索比例时的第二频点,其中,所述低频搜索比例和高频搜索比例都与心率变异性分析系统需求的功率谱子序列的分布集中度成反比;

[0013] 将所述第二频点与第一频点求差,得到所述功率谱子序列的频带带宽,所述频带带宽为反映心率变异性的特征参数。

[0014] 一种心率变异性特征参数的获取装置,包括:

[0015] 信号计算单元,用于根据人体生理信号计算得到时域上的心率变异性信号;

[0016] 时频变换单元,用于将所述时域上的心率变异性信号进行时频变换,根据心率变异性的频率特性从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列;

[0017] 频点计算单元,用于从所述功率谱子序列的最低频点开始向上累加各个频点的功率值,以及,从最高频点开始向下累加各个频点的功率值,分别得到累加功率值与总功率值的比例大于低频搜索比例时的第一频点和大于高频搜索比例时的第二频点,其中,所述低频搜索比例和高频搜索比例都与心率变异性分析系统需求的功率谱子序列的分布集中度成反比;

[0018] 特征参数计算单元,用于将所述第二频点与第一频点求差,得到所述功率谱子序列的频带带宽,所述频带带宽为反映心率变异性的特征参数。

[0019] 由上述实施例可以看出,与现有技术相比,本发明具有如下优点:

[0020] 利用本发明实施例中的方案获取的特征参数不仅能够描述心率变异性周期性变化,而且在对功率谱进行双向搜索的过程中,对每个频率点是按照其位置关系依次搜索的,当主次峰值位置相邻近时,频带宽度(特征参数)较小,反之特征参数则较大。因此,特征参数还能分辨功率谱子序列中主次峰值间的位置关系,使得位置接近的主次峰值分布得到更好的度量评价。该方法解决了现有技术对功率谱分布位置不敏感的不足,更加准确的表达了心率变异性信号所代表的生理和心理意义。

## 附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0022] 图1为本发明一种心率变异性特征参数的获取方法的一个实施例的流程图;

[0023] 图2为本发明中确定了参考零点的脉搏波信号示意图;

[0024] 图3为本发明中在脉搏波信号中搜索脉搏起点的过程示意图;

- [0025] 图 4 为本发明中时域上的心率变异性信号示意图；  
[0026] 图 5 为本发明中对功率谱子序列进行双向搜索确定主要功率分量所在的频带带宽的过程示意图；  
[0027] 图 6 为本发明中一种心率变异性特征参数的获取方法的另一个实施例的流程图；  
[0028] 图 7 为本发明中一种心率变异性特征参数的获取方法的另一个实施例的流程图；  
[0029] 图 8 为本发明中一种心率变异性特征参数的获取装置的一个实施例的结构图；  
[0030] 图 9 为本发明中一种心率变异性特征参数的获取装置的另一个实施例的结构图；  
[0031] 图 10 为本发明中一种心率变异性特征参数的获取装置的另一个实施例的结构图；  
[0032] 图 11 为本发明中时频变换单元的一个结构示意图。

## 具体实施方式

[0033] 下面结合附图及实施例，对本发明实施例进行详细描述。应当理解，此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

### [0034] 实施例一

[0035] 请参阅图 1，其为本发明一种心率变异性特征参数的获取方法的一个实施例的流程图，该方法包括以下步骤：

[0036] 步骤 101：根据人体生理信号计算获得时域上的心率变异性信号；  
[0037] 例如，可以采用任意一种现有技术方法来采集必要的人体生理信号，然后根据采集的人体生理信号计算获得时域上的心率变异性信号。其中，人体的生理参数可以为人体的脉搏波信号，也可以为人体的心电信号。  
[0038] 例如，下面以采集人体的脉搏波信号，从根据脉搏波信号计算获得时域上的心率变异性信号为例，来详细说明该步骤的执行过程。先利用红外光电传感器采集人体的脉搏波信号，如图 2 所示，收集一定时间段内的脉搏波信号作为参考的基准信号，如收集 5 秒钟的脉搏波信号作为一个基准信号，从基准信号中提取若干个峰值点  $T_{1,2,\dots,n}$  和若干个谷值点  $B_{1,2,\dots,n}$ ，计算所有峰值点的平均值  $T_{Avg}$  和所有谷值点的平均值  $B_{Avg}$ ，取  $T_{Avg}$  和  $B_{Avg}$  的中间值  $(T_{Avg}+B_{Avg})/2$  作为计算心跳间隔的参考零点  $P_0$ 。如图 3 所示，对实时获取的脉搏波信号进行搜索，当脉搏波信号的曲线从下到上通过参考零点  $P_0$  时，计为一次脉搏的起点，相邻两次脉搏的起点之间的间隔即为两次心跳之间的间隔。由于每隔一小段之间出现一次新的心跳，所以，获得的数据在时域上是离散的，将离散的心跳间隔数值点依次连接起来，得到了时域上的心率变异性信号，如图 4 所示。

[0039] 需要说明的是，在本发明的技术方案中，对采用何种方法来采集人体生理信号，以及，如何根据采集的人体生理信号计算得到时域上的心率变异性信号不进行限定。

[0040] 步骤 102：将所述时域上的心率变异性信号进行时频变换，根据心率变异性的频域特性从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列；

[0041] 其中，经过时频变换获得变换后的功率谱序列后，根据心率变异性的频域特性，在功率谱序列中只有一部分的功率谱子序列能够反映心率变异性，具有实际的物理意义，其余部分的功率谱子序列不能够反映心率变异性，没有实际的物理意义。因此，在提取参数之前，需要从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列。在本发明的技术

方案中可以采用一种公认的方法,即,在变换后的功率谱序列中选取频率小于0.4Hz的功率谱子序列。当然,除了以0.4Hz作为筛选门限值外,也可以利用其它频率值作为筛选门限值,本发明技术方案对筛选门限值不做限定。

[0042] 当时域上的心率变异性信号数据量较大时,为了进一步减少时频变化的数据处理量,可以对离散的时域上的心率变异性信号进行时域采样。

[0043] 基于该情况,优选的,所述将时域上的心率变异性信号进行时频变换,根据心率变异性的频域特征从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列包括:对所述时域上的心率变异性信号进行采样,得到心率变异性信号的离散序列;对所述离散序列进行时频变换,根据心率变异性的频域特征从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列。

[0044] 另外,在一些情况下,用户只关注一段时间内的心率变异性特征参数值,如某一个特定的时间段内或者最近时间段内。为了满足这一需求,还可以进一步对采样的心率变异性信号进行截取。

[0045] 步骤103:从所述功率谱子序列的最低频点考试向上累加各个频点的功率值,以及,从最高频点开始向下累加各个频点的功率值,分别得到累加功率值与总功率值的比例大于低频搜索比例时的第一频点和大于高频搜索比例时的第二频点,其中,所述低频搜索比例和高频搜索比例都与心率变异性分析系统需求的功率谱子序列的分布集中度成反比;

[0046] 例如,如果在变换后的功率谱序列中选取频率小于0.4Hz的功率谱子序列,则在该功率谱子序列中的最低频点为0Hz,最高频点为0.4Hz。从最低频点0Hz开始向上累加各个频点的功率值,同时,也从最高频点0.4Hz开始向下累加各个频点的功率值,直到向上累加的功率值占功率谱子序列的总功率值的比例大于低频搜索比例 $R_{Low}$ ,向下累加的功率值占功率谱子序列的总功率值的比例大于高频搜索比例 $R_{High}$ ,此时,确定向上累加的功率值占功率谱子序列的总功率值的比例大于低频搜索比例时最后被累加上的功率值所对应的第一频点,并确定向下累加的功率值占功率谱子序列的总功率值的比例大于高频搜索比例时最后被累加上的功率值对应的第二频点。

[0047] 其中,低频搜索比例 $R_{Low}$ 和高频搜索比例 $R_{High}$ 都与心率变异性分析系统需求的功率子序列的分布集中度成反比。例如,当心率变异性分析系统需求的功率子序列的分布集中度高时,可以将低频搜索比例和高频搜索比例设置为一个较小的值,反之,当心率变异性分析系统需求的功率子序列的分布集中度低时,可以将低频搜索比例和高频搜索比例设置为一个较大的值。而在本发明的技术方案中,并不限定心率变异性分析系统需求的功率子序列的分布集中度做具体的限定,在不同的系统中,根据需求可以设定不同的数值。当然,低频搜索比例和高频搜索比例可以设定为相同值,也可以设定为不同的值。

[0048] 一种优选的实施方式是,低频搜索比例和高频搜索比例为0.05。

[0049] 步骤104:将所述第二频点与第一频点求差,得到所述功率谱子序列的频带带宽,所述频带带宽为反映心率变异性的特征参数。

[0050] 按照公式 $f_{width} = P_{High} - P_{Low}$ 计算得到频带带宽,其中, $P_{Low}$ 为第一频点, $P_{High}$ 为第二频点, $f_{width}$ 为频带带宽。

[0051] 显然,通过以上处理所获得的频带带宽为功率谱子序列中的主要功率分量,对于

心率变异性形态而言,其形态为正弦曲线,主要功率分量部分在正弦曲线中即为峰值部分,如图5所示,图5为对功率谱子序列进行双向搜索确定主要功率分量所在的频带带宽的过程示意图。

[0052] 将频带带宽作为心率变异性的一个特征参数,由于其反映了心率变异性形态曲线的峰值分布,因此,也就进一步反映了心率变异性形态是否接近于正弦形态变化。心率变异性的曲线形态越接近于正弦,功率谱分布越集中,频带宽度  $f_{width}$  也就越窄;反之,心率变异性的曲线形态越接不近于正弦,功率谱分布越不集中,带宽宽度  $f_{width}$  也就越宽。因此,通过带宽宽度  $f_{width}$ ,可以反映出心率变异性的形态是否接近于正弦形态变化。

[0053] 另外,作为一种变形方式,还可以对特征参数进行去量纲化处理,显然,去量纲化处理后的特征参数仍然可以反映出心率变异的形态是否接近于正弦形态变化。

[0054] 例如,可以按照公式  $F_w = (1 - \frac{f_{width}}{\text{最高频点} - \text{最低频点}})^2$  对频带带宽去量纲化处

理,其中,  $F_w$  为去量纲化后的特征参数。如果在变换后的功率谱序列中选取频率小于 0.4Hz 的功率谱子序列,则上述公式中的最低频点为 0Hz,最高频点为 0.4Hz。当然,除了上述公式外,还可以采用现有技术中的其它去量纲化公式进行处理。在本发明的技术方案中,对去量纲化处理公式不进行限定。

[0055] 从去量纲化的处理公式可以看出,处理后得到  $F_w$  与频带带宽  $f_{width}$  成反比关系。因此,简单推导可得:心率变异性的曲线形态越接近于正弦,功率谱分布越集中,频带宽度  $f_{width}$  也就越窄,  $F_w$  越大;反之,心率变异性的曲线形态越接不近于正弦,功率谱分布越不集中,带宽宽度  $f_{width}$  也就越宽,  $F_w$  越小。

[0056] 另外,通过上述方式获得的是某一个时间段所对应的心率变异性特征参数  $F_w$ ,即,一个抽样点的  $F_w$ ,如果需要获得一个完整测试记录的心率变异性特征参数,要进一步将记录中的每个抽样点 n 的  $F_w$  加和平均,确定整个记录的心率变异性特征参数,其计算公式如下所示:

$$[0057] S = \frac{\sum_{n=1}^n F(n)}{\sum_n} \times 100, n = 1, 2, \dots$$

[0058] 其中,  $F(n)$  为第 n 个抽样点的  $F_w$ ,  $S$  为整个记录的心率变异性特征参数。

[0059] 由上述实施例可以看出,与现有技术相比,本发明具有如下优点:

[0060] 利用本发明实施例中的方案获取的特征参数不仅能够描述心率变异性的周期性变化,而且在对功率谱进行双向搜索的过程中,对每个频率点是按照其位置关系依次搜索的,当主次峰值位置相邻近时,频带宽度(特征参数)较小,反之特征参数则较大。因此,特征参数还能分辨功率谱子序列中主次峰值间的位置关系,使得位置接近的主次峰值分布得到更好的度量评价。该方法解决了现有技术对功率谱分布位置不敏感的不足,更加准确的表达了心率变异性信号所代表的生理和心理意义。

[0061] 实施例二

[0062] 一些情况下,功率谱子序列的分布集中于极低频(VLF, Very LowFrequency)部分,由于极低频部分处于整个功率谱子序列的边缘,其集中分布并不是真正意义上的峰值分

布,不代表心率变异性形态的周期性变化,因此,需要对此时的特征参数进行修正。本实施例与实施例一的区别在于:判断功率谱子序列的分布是否集中于极低频部分,如果是,进一步对去量纲化后的特征参数进行修正。请参阅图6,其为本发明一种心率变异性特征参数的获取方法的另一个实施例的流程图。具体包括以下步骤:

[0063] 步骤601:根据人体生理信号计算获得时域上的心率变异性信号;

[0064] 步骤602:将所述时域上的心率变异性信号进行时频变换,根据心率变异性的频域特性从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列;

[0065] 步骤603:从所述功率谱子序列的最低频点开始向上累加各个频点的功率值,以及,从最高频点开始向下累加各个频点的功率值,分别得到累加功率值与总功率值的比例大于低频搜索比例时的第一频点和大于高频搜索比例时的第二频点,其中,所述低频搜索比例和高频搜索比例都与心率变异性分析系统需求的功率谱子序列的分布集中度成反比;

[0066] 步骤604:将所述第二频点与第一频点求差,得到所述功率谱子序列的频带带宽,所述频带带宽为反映心率变异性的特征参数;

[0067] 上述步骤601-604的执行过程可以参见实施例一中的步骤101-104,在本实施例中将不再赘述。

[0068] 步骤605:计算所述功率谱子序列中极低频部分的功率值分量,如果所述极低频部分的功率值分量占总功率值的比例大于修正门限值,将去量纲化后的特征参数除以修正因子的平方,得到修正后的特征参数,所述修正因子为所述极低频部分的功率值分量除以总功率值与修正门限值的乘积,所述修正门限值为极低频部分的功率值分量占总功率值中的最大正常分布比例。

[0069] 通常,极低频部分的频率范围为0Hz到0.04Hz。计算该频率范围的功率值分量,如果极低频部分的功率值分量占总功率值的比例大于修正门限值,认为功率谱子序列的分布集中于极低频部分,需要进行修正。该修正门限值为极低频部分的功率值分量占总功率值中的最大正常比例。需要说明的是,由于人体的特异性,对于每个个体来说,极低频部分的功率值分量占总功率值中的最大正常比例都是不同的。在本发明实施例中,可以通过数据统计的方法,获得一个修正门限值,例如,优选的,该修正门限值为0.3。

[0070] 当判断出去量纲化后的特征参数需要修正时,通过以下公式计算修正因子:

$$[0071] C = \frac{\sum_{f \in VLF} F_{power}(k')}{M \bullet TP}, \text{ 其中, } \sum_{f \in VLF} F_{power}(k') \text{ 为所述极低频部分的功率值分量, TP 为总功率值, M 为修正门限值, C 为修正因子。}$$

[0072] 最后,通过公式  $F = \frac{F_w}{C^2}$  对去量纲化后的特征参数进行修正。

[0073] 由上述实施例可以看出,与现有技术相比,本发明具有如下优点:

[0074] 利用本发明实施例中的方案获取的特征参数不仅能够描述心率变异性的周期性变化,而且在对功率谱进行双向搜索的过程中,对每个频率点是按照其位置关系依次搜索的,当主次峰值位置相邻近时,频带宽度(特征参数)较小,反之特征参数则较大。因此,特征参数还能分辨功率谱子序列中主次峰值间的位置关系,使得位置接近的主次峰值分布得

到更好的度量评价。该方法解决了现有技术对功率谱分布位置不敏感的不足,更加准确的表达了心率变异性信号所代表的生理和心理意义。

[0075] 另外,当功率谱子序列的分布集中于极低频部分时,通过进一步对去量纲化后的特征参数进行修正,可以提高特征参数的准确性。

### [0076] 实施例三

[0077] 下面详细说明获取特征参数的优选实现方案。请参阅图7,其为本发明一种心率变异性特征参数的获取方法的一个实施例的流程图,包括以下步骤:

[0078] 步骤701:利用红外光电传感器从待测者身上采集脉搏波信号;

[0079] 此外,也可以从待测者身上采集心电信号。

[0080] 步骤702:确定脉搏波信号的参考零点;

[0081] 例如,收集5秒钟的脉搏波信号作为一个基准信号,从基准信号中提取若干个峰值点 $T_{1,2, \dots, n}$ 和若干个谷值点 $B_{1,2, \dots, n}$ ,计算所有峰值点的平均值 $T_{Avg}$ 和所有谷值点的平均值 $B_{Avg}$ ,取 $T_{Avg}$ 和 $B_{Avg}$ 的中间值 $(T_{Avg}+B_{Avg})/2$ 作为计算心跳间隔的参考零点 $P_0$ 。

[0082] 另外,人体内的各项生理特征是随时间变化的,因此,该参考零点通过动态方式确定,即,在每次获取特征参数时,确定一次参考零点。这样,可以提高最终获取的特征参数的准确性。

[0083] 步骤701和步骤702可以同时进行,不约束其先后顺序关系。

[0084] 步骤703:通过过零点检测方式,确定采集的脉搏波信号的脉搏起点;

[0085] 其中,过零点检测就是对实时获取的脉搏波信号进行搜索,当脉搏波信号的曲线从下到上通过参考零点 $P_0$ 时,计为一次脉搏的起点。

[0086] 步骤704:根据检测获得的脉搏波起点获得时域上的心率变异性信号;

[0087] 其中,相邻两次脉搏的起点之间的间隔即为两次心跳之间的间隔,由于每隔一小段之间出现一次新的心跳,所以,获得的数据在时域上是离散的,将离散的心跳间隔数值点依次连接起来,得到了时域上的心率变异性信号。

[0088] 步骤705:对时域上的心率变异性信号在时域上采样;

[0089] 步骤706:对采样得到的离散的心率变异性信号进行截取,得到一个心率变异性信号的离散子序列;

[0090] 例如,当通过采样获得一组心率变异性信号的离散序列 $f_{IBI}(n)$ 后,如果该离散序列的长度 $N \geq 128$ 时,则截取当前最近的128个数值点所组成的子序列 $f_{IBI}(n')$ , $n' = N-127, \dots, N$ 。以满足用户只关注最近时间段的特征参数的需求。

[0091] 当然,为了满足用户的其它需求,还可以采用其它的截取方式。

[0092] 步骤707:对心率变异性信号的离散子序列进行傅里叶变换,得到功率谱序列;

[0093] 步骤708:根据心率变异性的频域特性,从功率谱序列中选取功率小于0.4Hz的功率谱子序列;

[0094] 步骤709:对功率谱子序列进行双向搜索,确定频带带宽;

[0095] 其中,从所述功率谱子序列的最低频点考试向上累加各个频点的功率值,以及,从最高频点开始向下累加各个频点的功率值,分别得到累加功率值与总功率值的比例大于低频搜索比例时的第一频点和大于高频搜索比例时的第二频点,其中,所述低频搜索比例和高频搜索比例都与心率变异性分析系统需求的功率谱子序列的分布集中度成反比。将所述

第二频点与第一频点求差,得到所述功率谱子序列的频带带宽,所述频带带宽为反映心率变异性的特征参数。

[0096] 步骤 710 :将频带带宽作为特征参数,对特征参数进行去量纲化处理;

[0097] 步骤 711 :计算所述功率谱子序列中极低频部分的功率值分量,如果所述极低频部分的功率值分量占总功率值的比例大于修正门限值,将去量纲化后的特征参数进行修正,得到修正后的特征参数。

[0098] 其中,修正处理过程为:将去量纲化后的特征参数除以修正因子的平方,修正因子为所述极低频部分的功率值分量除以总功率值与修正门限值的乘积,所述修正门限值为极低频部分的功率值分量占总功率值中的最大正常分布比例。

[0099] 由上述实施例可以看出,与现有技术相比,本发明具有如下优点:

[0100] 利用本发明实施例中的方案获取的特征参数不仅能够描述心率变异性的周期性变化,而且在对功率谱进行双向搜索的过程中,对每个频率点是按照其位置关系依次搜索的,当主次峰值位置相邻近时,频带宽度(特征参数)较小,反之特征参数则较大。因此,特征参数还能分辨功率谱子序列中主次峰值间的位置关系,使得位置接近的主次峰值分布得到更好的度量评价。该方法解决了现有技术对功率谱分布位置不敏感的不足,更加准确的表达了心率变异性信号所代表的生理和心理意义。

[0101] 另外,当功率谱子序列的分布集中于极低频部分时,通过进一步对去量纲化后的特征参数进行修正,可以提高特征参数的准确性。

#### [0102] 实施例四

[0103] 与本发明中一种心率变异性特征参数的获取方法相对应,本发明实施例还提供了一种心率变异性特征参数的获取装置,请参阅图 8 所示,其为本发明中一种心率变异性特征参数的获取装置的一个实施例的结构图,该装置包括:信号计算单元 801、时频变换单元 802、频点计算单元 803 和特征参数计算单元 804,其中,

[0104] 信号计算单元 801,用于根据人体生理信号计算得到时域上的心率变异性信号;

[0105] 时频变换单元 802,用于将所述时域上的心率变异性信号进行时频变换,根据心率变异性的频率特性从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率谱子序列;

[0106] 频点计算单元 803,用于从所述功率谱子序列的最低频点开始向上累加各个频点的功率值,以及,从最高频点开始向下累加各个频点的功率值,分别得到累加功率值与总功率值的比例大于低频搜索比例时的第一频点和大于高频搜索比例时的第二频点,其中,所述低频搜索比例和高频搜索比例都与心率变异性分析系统需求的功率谱子序列的分布集中度成反比;

[0107] 特征参数计算单元 804,用于将所述第二频点与第一频点求差,得到所述功率谱子序列的频带带宽,所述频带带宽为反映心率变异性的特征参数。

[0108] 优选的,请参阅图 9,其为本发明中一种心率变异性特征参数的获取装置的另一个实施例的结构图,如图 9 所示,上述装置还进一步包括:量纲化处理单元 805,将所述特征参数进行去量纲化处理。

[0109] 进一步优选的,请参阅图 10,其为本发明中一种心率变异性特征参数的获取装置的另一个实施例的结构图,在图 9 所示的装置结构基础上,还进一步包括:修正单元 806,用于计算所述功率谱子序列中极低频部分的功率值分量,如果所述极低频部分的功率值分量

占总功率值的比例大于修正门限值,将去量纲化后的特征参数除以修正因子的平方,得到修正后的特征参数,所述修正因子为所述极低频部分的功率值分量除以总功率值与修正门限值的乘积,所述修正门限值为极低频部分的功率值分量占总功率值中的最大正常分布比例。

[0110] 上述修正门限值优选为 0.3。

[0111] 另外,优选的,请参阅图 11,其为本发明中时频变换单元的一个结构示意图,如图 11 所示,时频变换单元 802 包括 :采样子单元 8021 和变换子单元 8022,

[0112] 采样子单元 8021,用于对所述时域上的心率变异性信号进行采样,得到心率变异性信号的离散序列 ;

[0113] 变换子单元 8022,用于对所述离散序列进行时频变换,根据心率变异性频域特征从变换后的功率谱序列中选取反映心率变异性的功率子序列。

[0114] 频点计算单元 803 中的低频搜索比例和高频搜索比例优选的 0.05。

[0115] 由上述实施例可以看出,与现有技术相比,本发明具有如下优点 :

[0116] 利用本发明实施例中的方案获取的特征参数不仅能够描述心率变异性周期性变化,而且在对功率谱进行双向搜索的过程中,对每个频率点是按照其位置关系依次搜索的,当主次峰值位置相邻近时,频带宽度(特征参数)较小,反之特征参数则较大。因此,特征参数还能分辨功率谱子序列中主次峰值间的位置关系,使得位置接近的主次峰值分布得到更好的度量评价。该方法解决了现有技术对功率谱分布位置不敏感的不足,更加准确的表达了心率变异性信号所代表的生理和心理意义。

[0117] 另外,当功率谱子序列的分布集中于极低频部分时,通过进一步对去量纲化后的特征参数进行修正,可以提高特征参数的准确性。

[0118] 以上对本发明所提供的一种心率变异性特征参数的获取方法和装置进行了详细介绍,本文中应用了具体实施例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,在不脱离本发明描述的原理前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

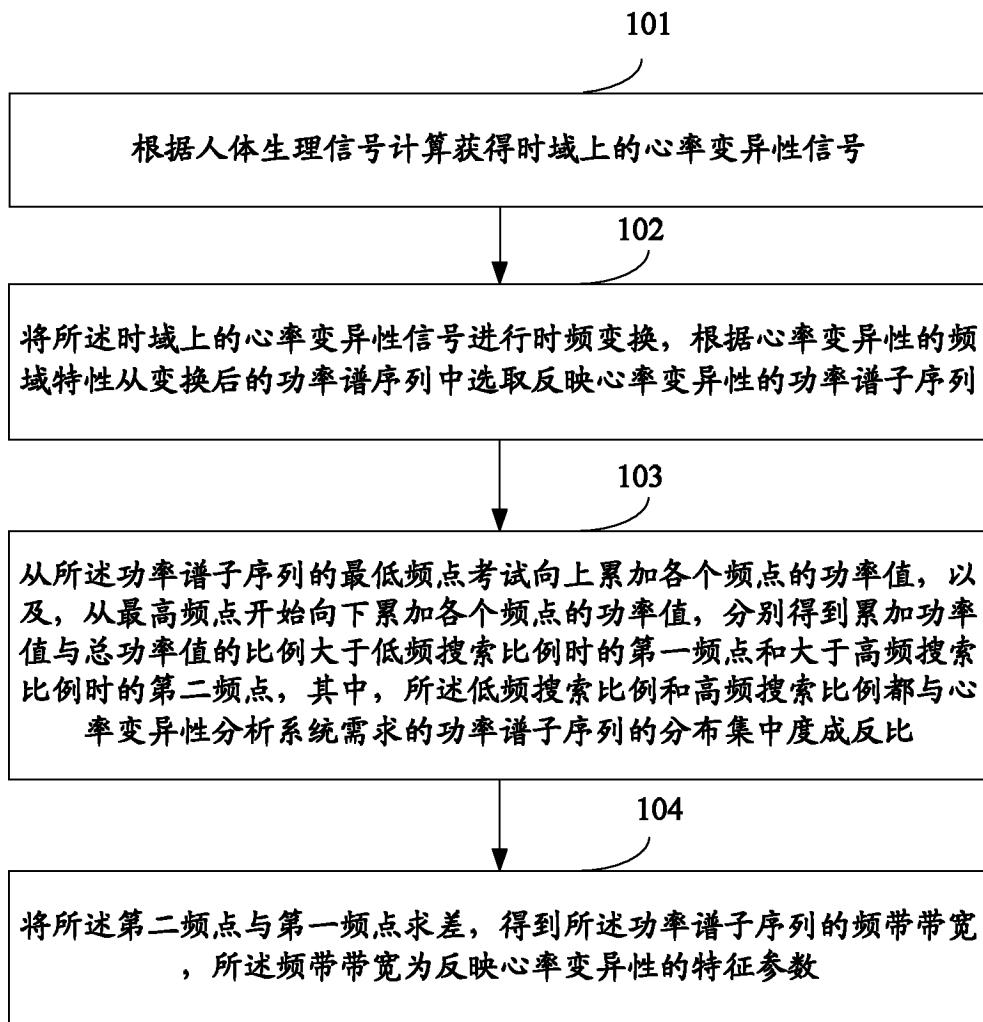


图 1

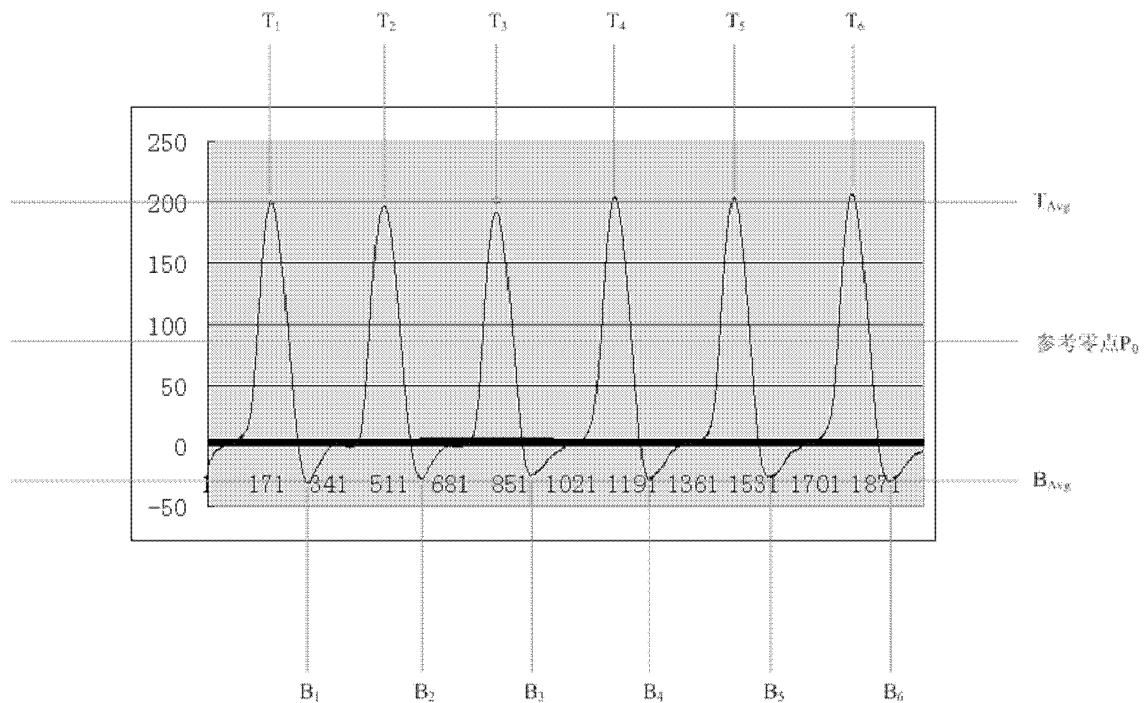


图 2

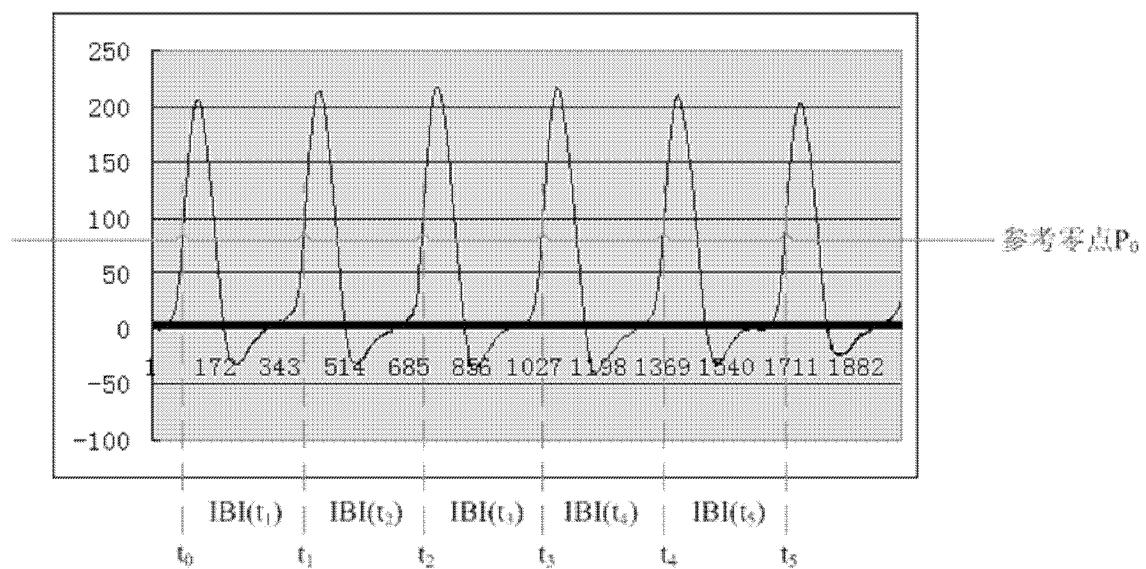


图 3

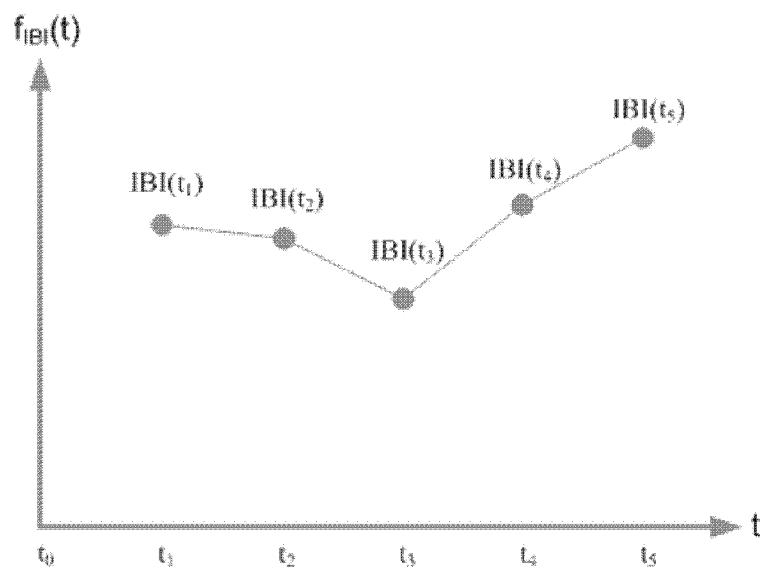


图 4

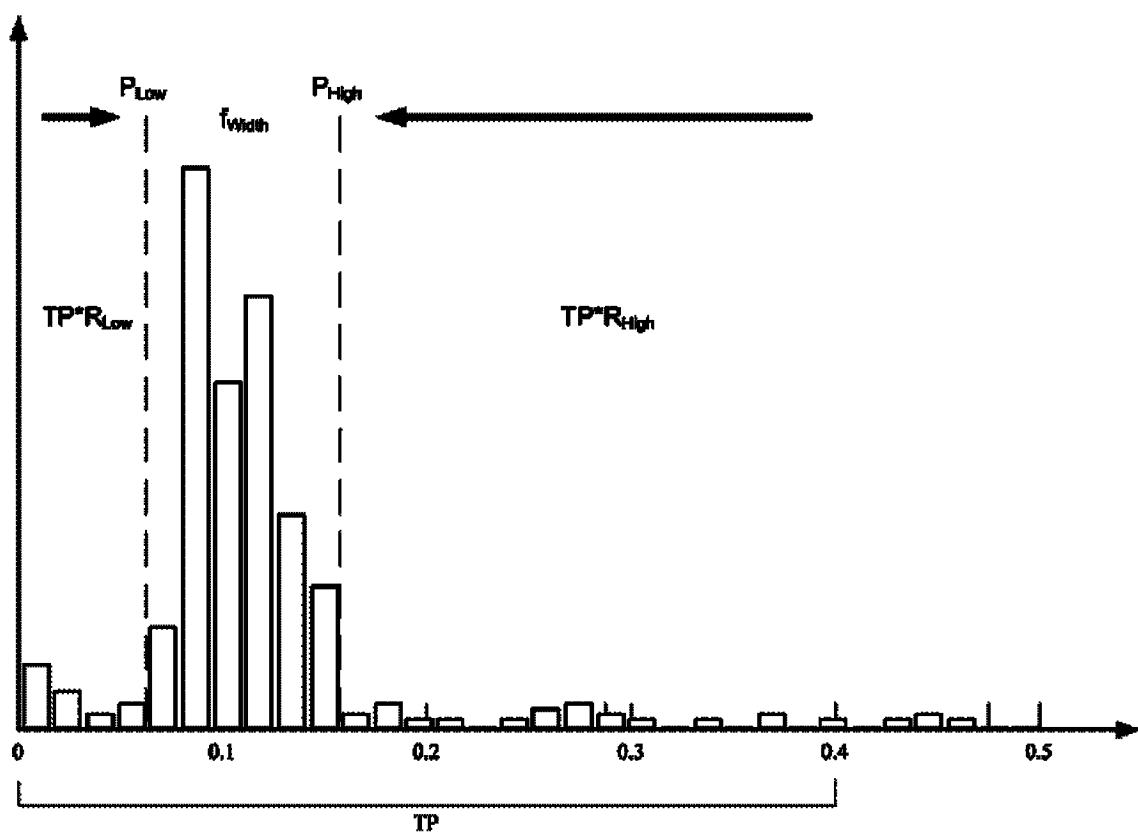


图 5

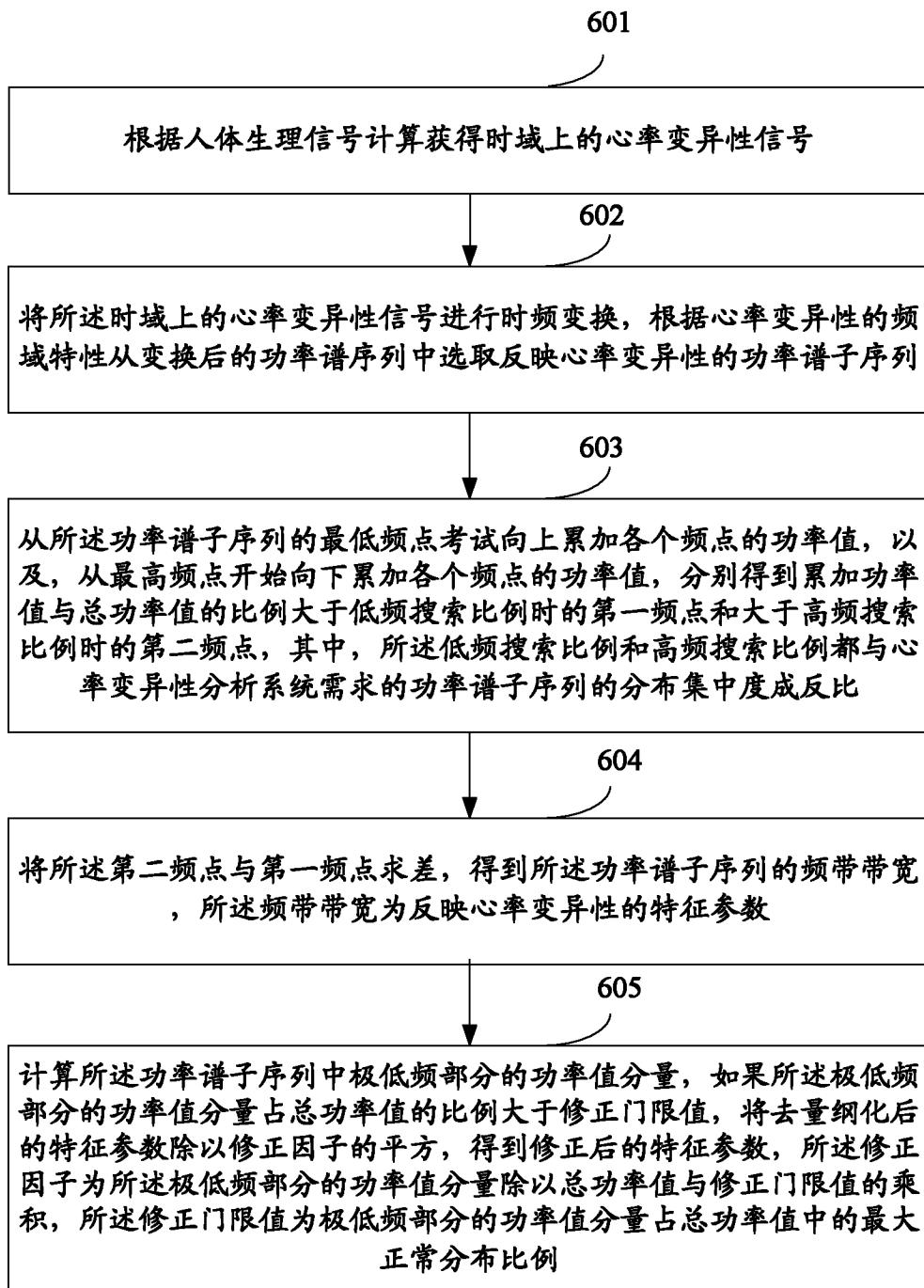


图 6

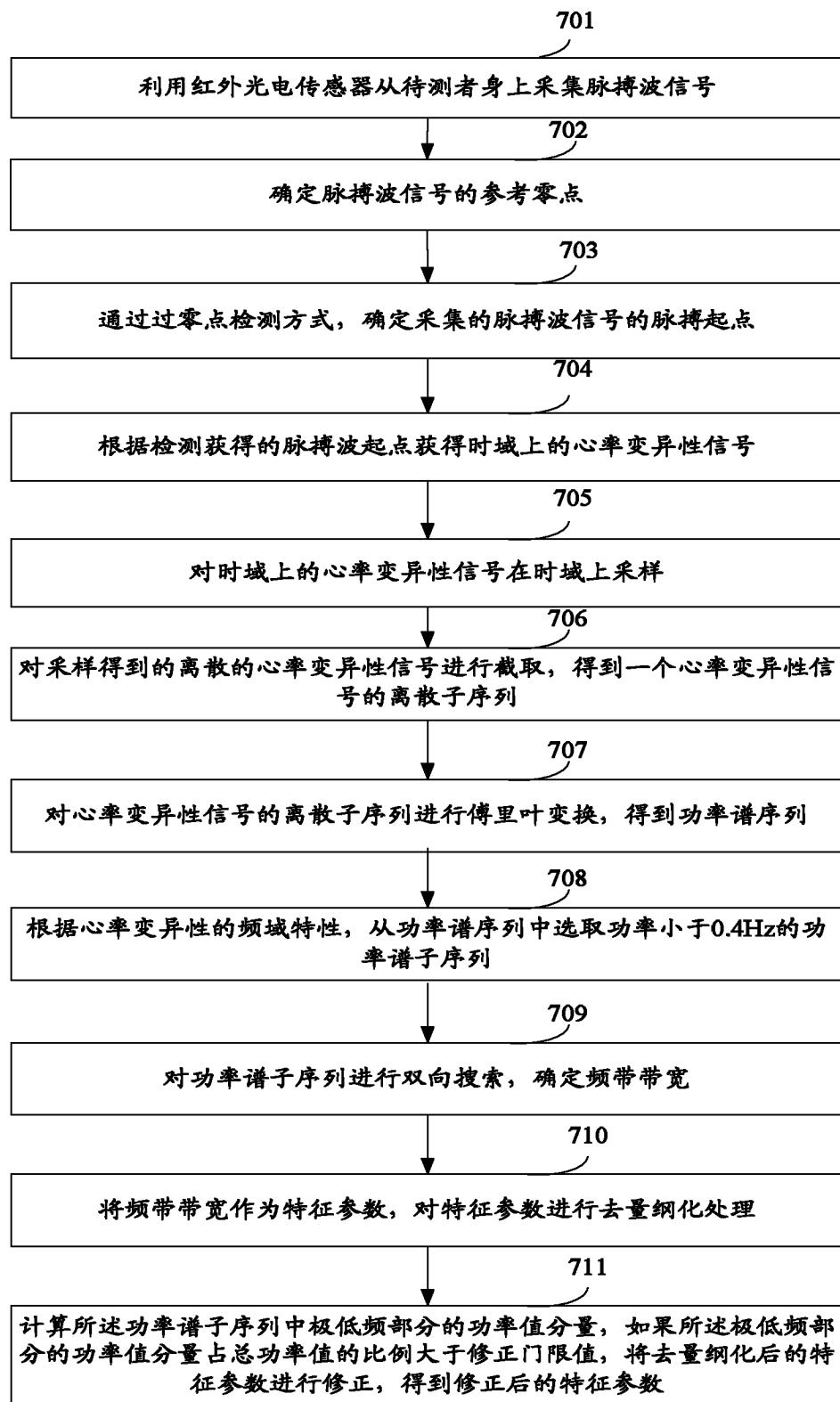


图 7

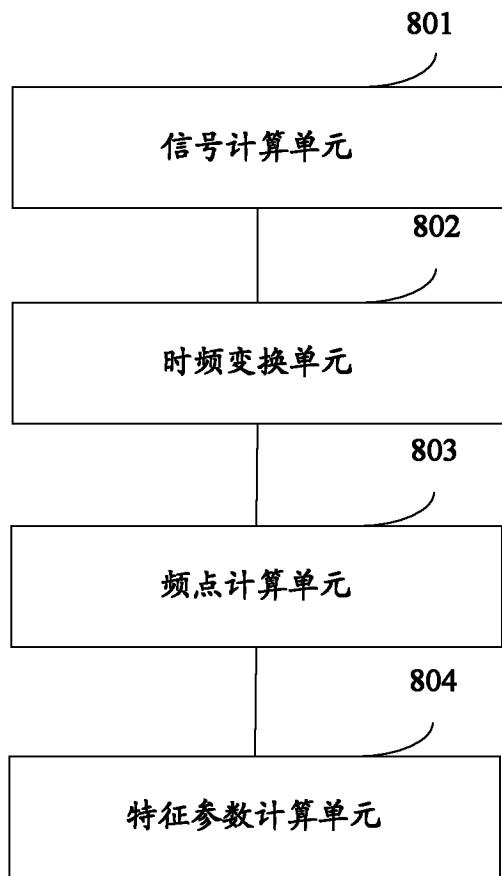


图 8

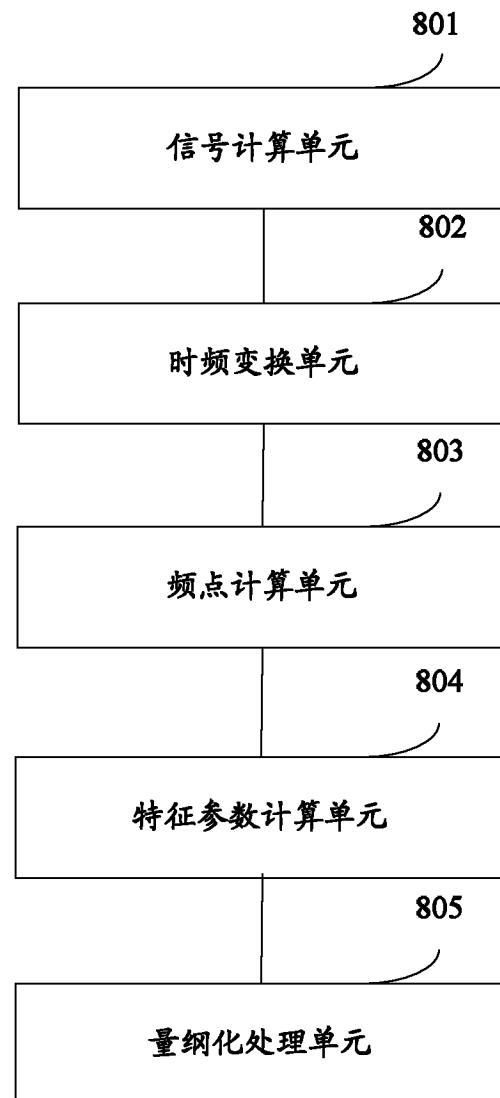


图 9

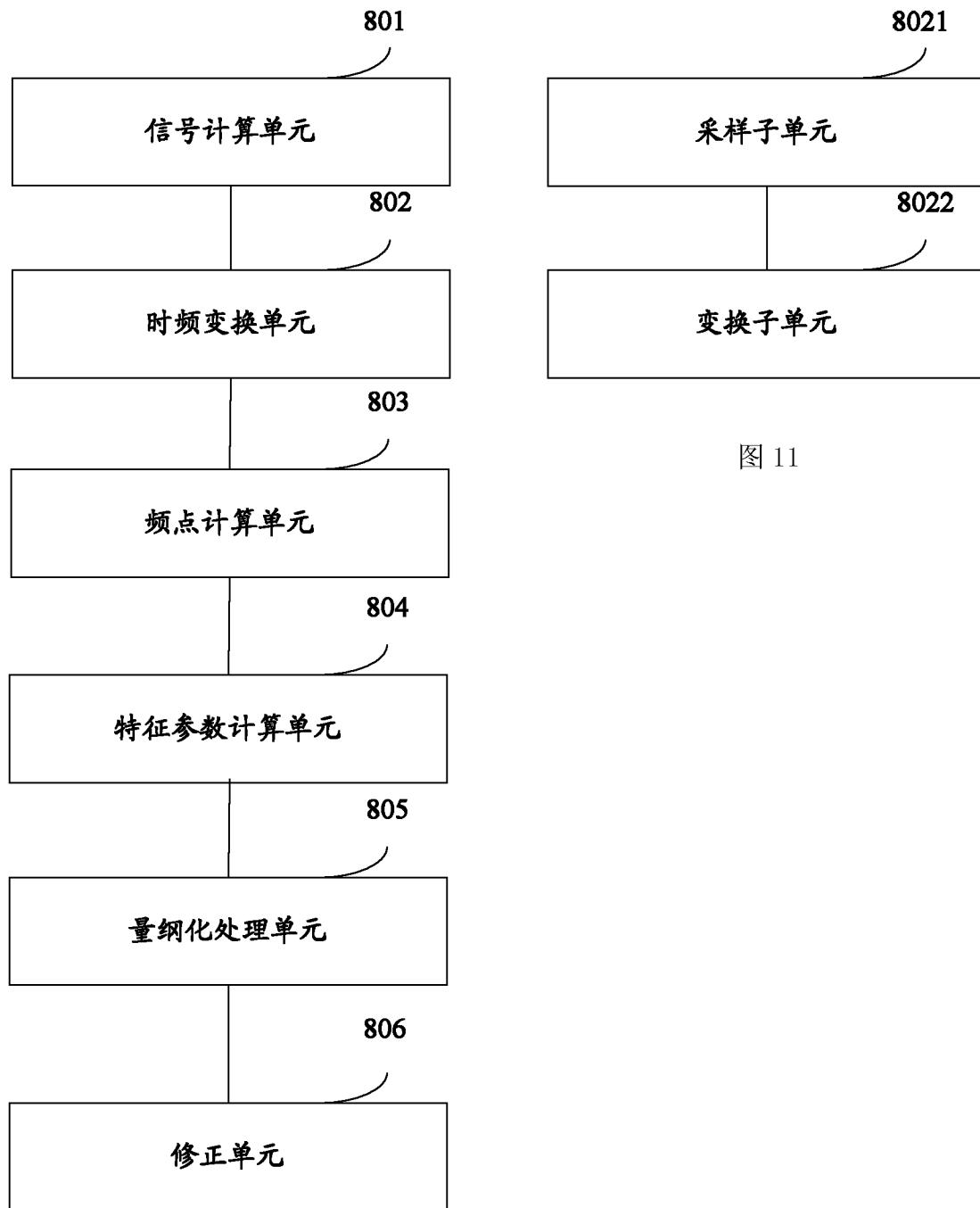


图 10

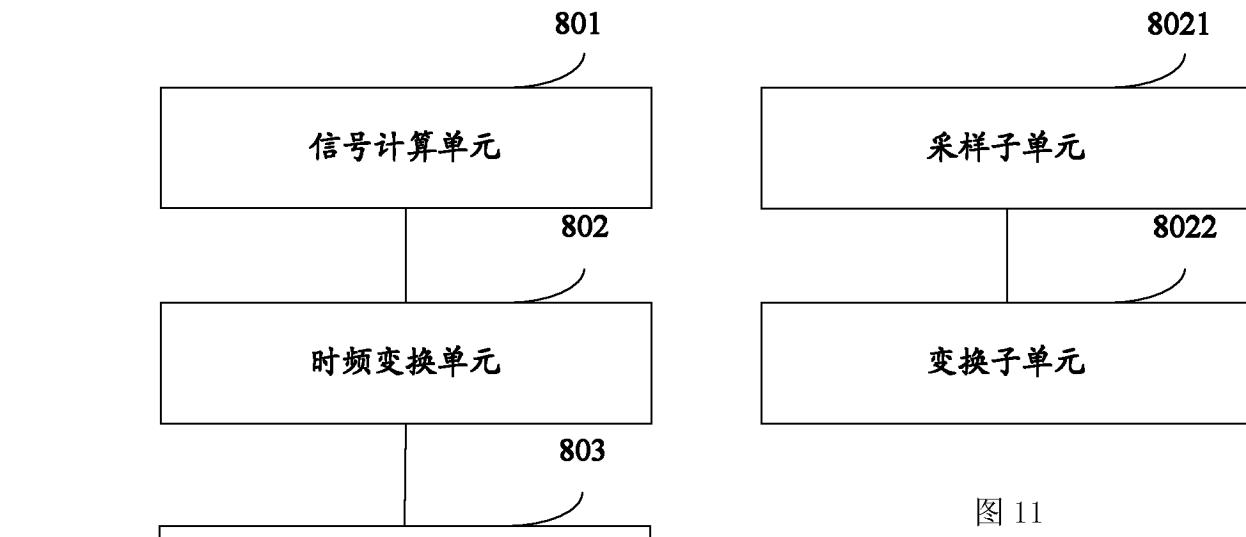


图 11