



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108992055 A

(43)申请公布日 2018.12.14

(21)申请号 201810728785.2

(22)申请日 2018.07.05

(71)申请人 四川斐讯信息技术有限公司

地址 610100 四川省成都市龙泉驿区龙泉
街道公园路125号

(72)发明人 卓远

(74)专利代理机构 成都硕荟知识产权代理事务
所(特殊普通合伙) 51272

代理人 林晓青

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

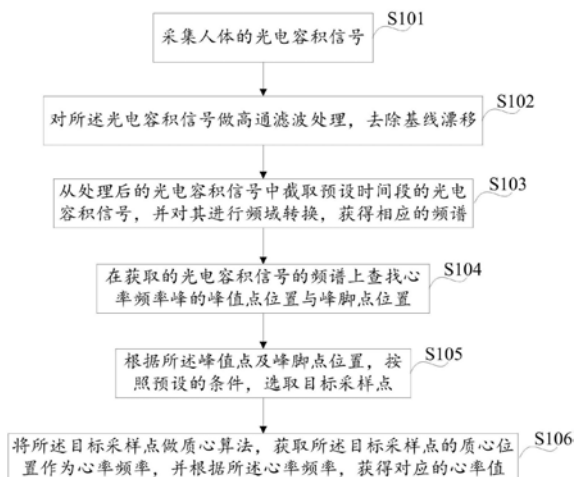
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法,包括:采集人体的光电容积信号;对光电容积信号做高通滤波处理,去除基线漂移;从处理后的光电容积信号中截取预设时间段的光电容积信号,并对其进行频域转换,获得相应的频谱;在获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点位置与峰脚点位置;根据峰值点及峰脚点位置,按照预设的条件,选取目标采样点;将目标采样点做质心算法,获取目标采样点的质心位置作为心率频率,并根据心率频率,获得对应的心率值。此外,本发明还公开了一种低采样率下提高光电心率计算精度的装置。本发明能够既提高心率的精度,又不需要提高采样率,也不会需要过长的数据,并且能够反映出心率整体趋势的变化。



1. 一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法,其特征在于,包括:
采集人体的光电容积信号;
对所述光电容积信号做高通滤波处理,去除基线漂移;
从处理后的光电容积信号中截取预设时间段的光电容积信号,并对其进行频域转换,获得相应的频谱;

在获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点位置与峰脚点位置;
根据所述峰值点及峰脚点位置,按照预设的条件,选取目标采样点;
将所述目标采样点做质心算法,获取所述目标采样点的质心位置作为心率频率,并根据所述心率频率,获得对应的心率值。

2. 根据权利要求1所述的一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法,其特征在于,所述高通滤波处理采用的是IIR高通滤波器进行滤波处理。

3. 根据权利要求1所述的一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法,其特征在于,所述在获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点位置与峰脚点位置包括:

在截取的光电容积信号的频谱上,通过查找采样点高度最大值的方法查找心率对应的频率峰的峰值点位置;

从所述峰值点位置向两侧逐点搜索,选取每侧第一个满足峰脚条件的采样点作为每侧的峰脚点;所述峰脚条件为所述峰脚点的高度值为所述峰值点的高度值的指定比例以下,且所述峰脚点两侧的若干个连续采样点的高度值均大于所述峰脚点的高度值。

4. 根据权利要求1所述的一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法,其特征在于,根据所述峰值点及峰脚点位置,按照预设的条件,选取目标采样点包括:

选取所述峰值点与峰脚点之间,高度高于所述峰脚指定距离的采样点作为目标采样点。

5. 根据权利要求1-4任一项所述的一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法,其特征在于,所述将所述目标采样点做质心算法,获取所述目标采样点的质心位置作为心率频率,并根据所述心率频率,获得对应的心率值包括:

将所述目标采样点按照以下公式进行运算,获取所述目标采样点的质心到原点的水平距离,所述质心到原点的水平距离作为心率频率;

$$X = \frac{\sum(Y_i * X_i)}{\sum Y_i}$$

其中,X为质心到原点的水平距离,Y_i为第i个目标采样点的高度值,X_i为第i个目标采样点到原点的水平距离;

将所述心率频率乘以60,获得对应的心率值。

6. 一种低采样率下提高光电心率计算精度的装置,其特征在于,包括:
采集模块,用于采集人体的光电容积信号;
滤波模块,用于对所述采集模块采集的光电容积信号做高通滤波处理,去除基线漂移;
频域转换模块,用于从所述滤波模块处理后的光电容积信号中截取预设时间段的光电容积信号,并对其进行频域转换,获得相应的频谱;

查找模块,用于在所述频域转换模块获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频

率峰的峰值点位置与峰脚点位置；

选取模块,用于根据所述峰值点及峰脚点位置,按照预设的条件,选取目标采样点；

计算处理模块,用于将所述选取模块选取的目标采样点做质心算法,获取所述目标采样点的质心位置作为心率频率,并根据所述心率频率,获得对应的心率值。

7. 根据权利要求6所述的一种低采样率下提高光电心率计算精度的装置,其特征在于,所述滤波模块采用IIR高通滤波器进行滤波处理。

8. 根据权利要求6所述的一种低采样率下提高光电心率计算精度的装置,其特征在于,所述查找模块包括:

峰值点查找子模块,用于在截取的光电容积信号的频谱上,通过查找采样点高度最大值的方法查找心率对应的频率峰的峰值点位置；

峰脚点查找子模块,用于从所述峰值点位置向两侧逐点搜索,选取每侧第一个满足峰脚条件的采样点作为每侧的峰脚点;所述峰脚条件为所述峰脚点的高度值为所述峰值点的高度值的指定比例以下,且所述峰脚点两侧的若干个连续采样点的高度值均大于所述峰脚点的高度值。

9. 根据权利要求6所述的一种低采样率下提高光电心率计算精度的装置,其特征在于,所述选取模块选取目标采样点的预设条件为:

选取所述峰值点与峰脚点之间,高度高于所述峰脚指定距离的采样点作为目标采样点。

10. 根据权利要求6-9任一项所述的一种低采样率下提高光电心率计算精度的装置,其特征在于,所述计算处理模块包括:

质心获取子模块,用于将所述选取模块选取的目标采样点按照以下公式进行运算,获取所述目标采样点的质心到原点的水平距离,并将所述质心到原点的水平距离作为心率频率;

$$X = \frac{\sum(Y_i * X_i)}{\sum Y_i}$$

其中,X为质心到原点的水平距离,Y_i为第i个目标采样点的高度值,X_i为第i个目标采样点到原点的水平距离;

心率计算子模块,用于将所述质心获取子模块获取的心率频率乘以60,获得对应的心率值。

一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及心率检测领域,尤其涉及一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法及装置。

背景技术

[0002] 光电容积脉搏波描记法(PPG)常常被用于计算心率。计算的方法包括在时域上计算拍间间隔(BBI),然后换算成每分钟心率BPM;也包括在频域(如傅里叶频谱)上找出脉搏波的统计频率,然后换算成每分钟心率BPM。

[0003] 实际情况中,在很多需要考虑功耗、待机时间和数据存储量的设备上,只能使用较低的采样率,如20Hz。也就是最小采样间隔50ms,这意味着从采样率上就会带来最大50ms的固有偏差。

[0004] 对于心率60bpm,拍间间隔是1000ms,误差50ms将带来约3bpm的心率值误差,而对于心率120bpm,则扩大到约13bpm。这样的误差基本上是无法接受的。

[0005] 在一些相关技术中,可以通过频域分析,计算PPG数据对应的心率值。查找心率对应的频率峰的峰值点,将峰值点对应的频率换算成心率,以达到提高心率计算精度的目的。从频域上分析,可以通过延长进行频域变换的数据的长度,降低对采样率的要求。对于N点的频域变换,存在如下关系:

[0006] 最小频率间隔=采样率/N

[0007] 通过提高N的大小,可以提高频域的分辨率。但是提高N,即提高频谱变换用的数据时间长度,会带来两个问题:一是带来计算量的提高,与降低采样率的初衷不符;二是使得时域上的分辨率降低(根据测不准原理,频率准确率越高,时域准确率越低),心率的实时性变差。

[0008] 具体来讲,对于20Hz的采样率,使用10秒的数据做频谱变换,得到的频谱的最小频率间隔是0.1Hz。对应的固定心率偏差就达到6bpm($0.1\text{Hz}\times 60=6\text{bpm}$)。这个误差仍然比较大。

[0009] 另外,当所选数据段中,人的心率开始发生变化时,可能大部分心拍仍然遵从变化前的心率。这样的部分心率改变可能无法反映在心率对应的频率峰的峰值点对应的频率中。因为变化前的心率仍占主导。

[0010] 因此需要找寻一种方法,能够既提高心率的精度,又不需要提高采样率,也不会需要过长的数据,并且能够反映出心率整体趋势的变化。

发明内容

[0011] 本发明提供一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法及装置,用以克服现有技术中低采样率下计算的心率误差较大的技术问题。具体的,本发明的具体方案如下:

[0012] 一方面,本发明公开了一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法,包括:采集人体的光电容积信号;对所述光电容积信号做高通滤波处理,去除基线漂移;从处理后的光

电容积信号中截取预设时间段的光电容积信号,并对其进行频域转换,获得相应的频谱;在获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点位置与峰脚点位置;根据所述峰值点及峰脚点位置,按照预设的条件,选取目标采样点;将所述目标采样点做质心算法,获取所述目标采样点的质心位置作为心率频率,并根据所述心率频率,获得对应的心率值。

[0013] 优选地,所述高通滤波处理采用的是IIR高通滤波器进行滤波处理。

[0014] 优选地,所述在获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点位置与峰脚点位置包括:在截取的光电容积信号的频谱上,通过查找采样点高度最大值的方法查找心率对应的频率峰的峰值点位置;从所述峰值点位置向两侧逐点搜索,选取每侧第一个满足峰脚条件的采样点作为每侧的峰脚点;所述峰脚条件为所述峰脚点的高度值为所述峰值点的高度值的指定比例以下,且所述峰脚点两侧的若干个连续采样点的高度值均大于所述峰脚点的高度值。

[0015] 优选地,根据所述峰值点及峰脚点位置,按照预设的条件,选取目标采样点包括:选取所述峰值点与峰脚点之间,高度高于所述峰脚指定距离的采样点作为目标采样点。

[0016] 优选地,所述将所述目标采样点做质心算法,获取所述目标采样点的质心位置作为心率频率,并根据所述心率频率,获得对应的心率值包括:

[0017] 将所述目标采样点按照以下公式进行运算,获取所述目标采样点的质心到原点的水平距离,所述质心到原点的水平距离作为心率频率;

$$[0018] \quad X = \frac{\sum(Y_i * X_i)}{\sum Y_i}$$

[0019] 其中,X为质心到原点的水平距离,Y_i为第i个目标采样点的高度值,X_i为第i个目标采样点到原点的水平距离;

[0020] 将所述心率频率乘以60,获得对应的心率值。

[0021] 另一方面,本发明公开了一种低采样率下提高光电心率计算精度的装置,包括:采集模块,用于采集人体的光电容积信号;滤波模块,用于对所述采集模块采集的光电容积信号做高通滤波处理,去除基线漂移;频域转换模块,用于从所述滤波模块处理后的光电容积信号中截取预设时间段的光电容积信号,并对其进行频域转换,获得相应的频谱;查找模块,用于在所述频域转换模块获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点位置与峰脚点位置;选取模块,用于根据所述峰值点及峰脚点位置,按照预设的条件,选取目标采样点;计算处理模块,用于将所述选取模块选取的目标采样点做质心算法,获取所述目标采样点的质心位置作为心率频率,并根据所述心率频率,获得对应的心率值。

[0022] 优选地,所述滤波模块采用IIR高通滤波器进行滤波处理。

[0023] 优选地,所述查找模块包括:峰值点查找子模块,用于在截取的光电容积信号的频谱上,通过查找采样点高度最大值的方法查找心率对应的频率峰的峰值点位置;峰脚点查找子模块,用于从所述峰值点位置向两侧逐点搜索,选取每侧第一个满足峰脚条件的采样点作为每侧的峰脚点;所述峰脚条件为所述峰脚点的高度值为所述峰值点的高度值的指定比例以下,且所述峰脚点两侧的若干个连续采样点的高度值均大于所述峰脚点的高度值。

[0024] 优选地,所述选取模块选取目标采样点的预设条件为:选取所述峰值点与峰脚点之间,高度高于所述峰脚指定距离的采样点作为目标采样点。

[0025] 优选地,所述计算处理模块包括:

[0026] 质心获取子模块,用于将所述选取模块选取的目标采样点按照以下公式进行运算,获取所述目标采样点的质心到原点的水平距离,并将所述质心到原点的水平距离作为心率频率;

$$[0027] \quad X = \frac{\sum(Y_i * X_i)}{\sum Y_i}$$

[0028] 其中,X为质心到原点的水平距离,Y_i为第i个目标采样点的高度值,X_i为第i个目标采样点到原点的水平距离;

[0029] 心率计算子模块,用于将所述质心获取子模块获取的心率频率乘以60,获得对应的心率值。

[0030] 本发明至少具备以下一项技术效果:

[0031] (1) 本发明对采样率及频谱分辨率没有要求,即使在采样率不够,频谱分辨率不足的情况下,也能够通过频率峰上选取的目标采样点来预测出真实的质心位置,从而获得较为准确的心率信息,也不会需要过长的数据,并且能够反映出心率整体趋势的变化。

[0032] (2) 本发明对采集的光电容积信号进行了高通滤波处理,去除了由于环境光照对信号采集造成的基线漂移,提高了后续心率信息计算的准确率。现有技术中有采用低通滤波处理,比如高斯滤波处理,再查找频谱上心率对应的峰值点位置,这是基于假定心率对应的频率峰的频率分布是正态分布的。但是实际上,心率对应的频率峰是一段时间内一系列脉搏波的统计信息,而这些脉搏波或快或慢,共同构成了心率对应的频率峰的分布。有可能快的多,慢的少,

[0033] 也有可能慢的多,快的少。在这种基础上,心率对应的频率峰可能是偏态分布而不是正态分布的。通过高斯滤波处理,可能会导致处理后峰值位置有一定的偏差。

[0034] (3) 本发明在频域转换后的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点与峰脚点,然后通过峰值点与峰脚点的位置,按照预设的条件,选取目标采样点,而不是将整个频率峰上的采样点都用来作为目标采样点,如此可以去除一部分干扰,使得后续计算的质心位置更为准确,从而进一步提高了心率信息的准确度。

[0035] (4) 本发明在频谱上找到心率对应的频率峰的峰值点后,并不是直接将峰值点对应频率用于心率值计算,而是通过质心算法,找出最能反映信号整体心率趋势的质心频率,用于心率计算。由于直接用峰值点在频域分辨率不足时,心率存在随机跳动,不能有效反映出心率变化的趋势,而采用本发明的方法处理后,心率变化变得平滑并且更能反映人心率变化的趋势。。而不是心率已经发生了变化了,但心率值上反映不出来。

[0036] (5) 本发明降低了采样率要求,满足了低功耗的要求;此外本发明还降低了对频域转换所需数据的长度的要求,提高了心率输出值的实时性。

附图说明

[0037] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简要介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域的普通技术人员来讲,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。

- [0038] 图1为本发明低采样率下提高光电心率计算精度的方法实施例的流程图；
- [0039] 图2为本发明低采样率下提高光电心率计算精度的方法另一实施例的流程图；
- [0040] 图3为本发明低采样率下提高光电心率计算精度的方法另一实施例的流程图；
- [0041] 图4为采集到的PPG信号示意图；
- [0042] 图5为对采集到的PPG信号进行高通滤波处理后的信号示意图；
- [0043] 图6为对滤波处理后的PPG信号进行频域转换后的频谱示意图；
- [0044] 图7为将频谱中的频率转换成对应的心率后的心率示意图；
- [0045] 图8为心率峰的峰值点部分放大示意图；
- [0046] 图9为采用本发明的方法及采用现有技术的峰值点获取心率所获取的心率曲线对比示意图；
- [0047] 图10为本发明低采样率下提高光电心率计算精度的装置实施例的框图；
- [0048] 图11为本发明低采样率下提高光电心率计算精度的装置另一实施例的框图。

具体实施方式

[0049] 为了使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合附图对本发明作进一步地详细描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部份实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其它实施例，都属于本发明保护的范围。

[0050] 本发明提供一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法，实施例如图1所示，包括：

[0051] S101采集人体的光电容积信号；

[0052] S102对所述光电容积信号做高通滤波处理，去除基线漂移；

[0053] S103从处理后的光电容积信号中截取预设时间段的光电容积信号，并对其进行频域转换，获得相应的频谱；

[0054] S104在获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点位置与峰脚点位置；

[0055] S105根据所述峰值点及峰脚点位置，按照预设的条件，选取目标采样点；

[0056] S106将所述目标采样点做质心算法，获取所述目标采样点的质心位置作为心率频率，并根据所述心率频率，获得对应的心率值。

[0057] 光电容积脉搏波描记法(Photo Plethysmo Graphy,下文简称PPG)是借光电手段在活体组织中检测血液容积变化的一种无创检测方法。当一定波长的光束照射到指端皮肤表面时，光束将通过透射或反射方式传送到光电接收器，在此过程中由于受到检测端皮肤肌肉和血液的吸收衰减作用，检测器检测到的光强度将减弱，其中皮肤肌肉、组织等对光的吸收在整个血液循环中是保持恒定不变的，而皮肤内的血液容积在心脏作用下呈搏动性变化，当心脏收缩时外周血容量最多，光吸收量也最大检测到的光强度最小；而在心脏舒张时，正好相反，检测到的光强度最大，故光接收器接收到的光强度随之呈脉动性变化，将此光强度变化信号转换成电信号，便可获得容积脉搏血流的变化。

[0058] 具体的，由于绿光或者红外光容易被人体的血液吸收，因此上述实施例中步骤S101采集人体的光电容积信号，可以通过向人体皮肤发射绿光或者红外光，然后通过光电

传感器接收绿光或者红外光反射回来的光信号,然后将接收到的反射回来的光信号转换为相应的电信号,再通过模拟前端对其进行模数转换,将其电信号转换为相应的数字信号,便于后续的心率计算处理。

[0059] 由于条件的变化或干扰,而引起的信号线的位置发生变化,称为基线漂移。而光电容积信号在采集时受环境光影响,基线漂移较大,因此,还需进行高通滤波处理,以去除基线漂移。

[0060] 高通滤波处理后,再将需要计算心率的一段信号转化成频谱信息,一般的,可采用傅里叶变换进行频域转换。再在频谱上找到对应心率频率的峰值点和峰脚点位置。然后将峰值点与峰脚点位置之间选取合适的采样点做质心算法,算出这些点的质心位置,作为心率频率。本发明的核心思想在于即使采样率不够、频谱分辨率不足,通过频谱中心率对应的频率峰上的一系列点预测出真实的峰质心位置。由于心率对应的频率峰实际上是一段时间内一系列脉搏波的统计信息,可能是偏态分布。质心最能在这种情况下反映这一段数据整体心率分布。

[0061] 较佳的,上述实施例中对光电容积信号做高通滤波处理所采用的滤波器为IIR高通滤波器进行滤波处理。

[0062] IIR数字滤波器,又叫递归滤波器,采用递归型结构,即结构上带有反馈环路。IIR滤波器运算结构通常由延时、乘以系数和相加等基本运算组成,可以组合成直接型、正准型、级联型、并联型四种结构形式,都具有反馈回路。IIR数字滤波器根据需要可以设计为高通、低通、带通、带阻滤波器。

[0063] IIR数字滤波器可以借助成熟的模拟滤波器的成果,如巴特沃斯、契比雪夫和椭圆滤波器等,有现成的设计数据或图表可查,其设计工作量比较小,对计算工具的要求不高。在设计一个IIR数字滤波器时,我们根据指标先写出模拟滤波器的公式,然后通过一定的变换,将模拟滤波器的公式转换成数字滤波器的公式。

[0064] 本发明方法的另一实施例,如图2所示,包括:

[0065] S201采集人体的光电容积信号;

[0066] S202对所述光电容积信号做高通滤波处理,去除基线漂移;

[0067] S203从处理后的光电容积信号中截取预设时间段的光电容积信号,并对其进行频域转换,获得相应的频谱;

[0068] S204在获取的光电容积信号的频谱上,通过查找采样点高度最大值的方法查找心率对应的频率峰的峰值点位置;

[0069] S205从所述峰值点位置向两侧逐点搜索,选取每侧第一个满足峰脚条件的采样点作为每侧的峰脚点;所述峰脚条件为所述峰脚点的高度值为所述峰值点的高度值的指定比例以下,且所述峰脚点两侧的若干个连续采样点的高度值均大于所述峰脚点的高度值。

[0070] S206根据所述峰值点及峰脚点位置,按照预设的条件,选取目标采样点;

[0071] S207将所述目标采样点做质心算法,获取所述目标采样点的质心位置作为心率频率,并根据所述心率频率,获得对应的心率值。

[0072] 本实施例在上述实施例的基础上,列举了一种峰值点和峰脚点查找的方式。具体的,在获取到的光电容积信号的频谱上,先找到高度最高的采样点(该采样点相对于其它采样点在Y轴的值最高),那么高度最高的点所在的峰便是我们所需的频率峰。频率峰的峰值

点也就是高度最高的采样点,质心运算一般需要限定边界,因此,在找到频率峰的峰值点之后,我们还需要找到频率峰的峰脚点。该实施例中,以峰值点为出发点,向两侧逐点搜索每侧第一个满足峰脚条件的采样点作为峰脚点。具体的峰脚条件可以根据实际需求进行设置,比如要求峰脚点的高度值是峰值点的高度值的1/6以下,且峰脚点两边至少5个连续采样点的高度均大于该峰脚点的高度。或者我们通过找该频率峰与相邻的峰之间的谷点来作为该频率峰的峰脚点。查找到峰值点和峰脚点以后,为了使得质心的获取更为准确,排除干扰,我们并不会将整个频率峰来进行质心运算,而是会根据峰值点和峰脚点的位置,按照预设的调节,选取目标采样点。比如选取所述峰值点与峰脚点之间,高度高于所述峰脚指定距离的采样点作为目标采样点,又比如选取频率峰中峰高在峰值点高度的2/5以上的采样点作为目标采样点,或者在频率峰上选取高度满足公式: $H_{\text{目标点}} = H_{\text{峰脚点}} + 1/3 (H_{\text{峰值点}} - H_{\text{峰脚点}})$ 的采样点作为目标采样点。

[0073] 本发明方法的另一实施例,如图3所示,包括:

[0074] S301采集人体的光电容积信号;

[0075] S302对所述光电容积信号做高通滤波处理,去除基线漂移;

[0076] S303从处理后的光电容积信号中截取预设时间段的光电容积信号,并对其进行频域转换,获得相应的频谱;

[0077] S304在获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点位置与峰脚点位置;

[0078] S305选取所述峰值点与峰脚点之间,高度为所述峰值点高度的预设百分比以上的采样点作为目标采样点;

[0079] S306将所述目标采样点按照以下公式进行运算,获取所述目标采样点的质心到原点的水平距离,所述质心到原点的水平距离作为心率频率;

$$[0080] \quad X = \frac{\sum(Y_i * X_i)}{\sum Y_i}$$

[0081] 其中,X为质心到原点的水平距离, Y_i 为第*i*个目标采样点的高度值, X_i 为第*i*个目标采样点到原点的水平距离;

[0082] S307将所述心率频率乘以60,获得对应的心率值。

[0083] 本实施例中,对于低采样率下,频谱分辨率不足的情况下,通过频谱中获取到的目标采样点计算出真实的心率对应的频率峰的质心位置,由于频率峰实际上是一段时间内一系列脉搏波的统计信息,可能是偏态缝补的,因此如果直接取峰值点来计算心率则存在一定的误差,而质心则最能反映出这一段数据整体心率分布,获得较为准确的心率值。

[0084] 本发明方法的另一实施例,具体包括:

[0085] 1) 通过光电传感器和模拟前端采集光电容积信号(包含脉搏波)。图4示出了模拟前端采集到的PPG信号示意图。从该图可以看出信号受环境光影响,基线漂移较大,因此还需要进行高通滤波处理,进入步骤2)。

[0086] 2) 信号做高通滤波处理,去除基线漂移。方法可以使用但不限于IIR高通滤波器。图5示出高通滤波后的PPG信号示意图。

[0087] 3) 截取计算时刻(根据实际需要决定)往前一小段时间的数据(如5秒,包含计算时刻)通过频域变换(如傅里叶变换)将信号转化成频谱信息。图6为频域转换后的频谱示意

图,其中线框内为心率对应的频率峰。图中横坐标对应的是频率。将横坐标乘以60即得到对应的心率,图6转变为图7(心率示意图)。

[0088] 4) 在频谱上,通过一定方法(可以通过但不限于找最大值的方法查找心率对应的频率峰),找到对应心率频率的峰值位置。图8为将频率峰的峰值部分放大示意图,可以看出峰值点的心率对应的是79.6。但是同时也可看出,峰值位置其实存在一定的偏移。

[0089] 5) 在频谱上,从峰值位置向两侧逐点搜索,查找峰脚(或与其他峰之间的谷点)。查找峰脚的方法例如但不限于:高度值下降到峰值高度的一定比例(如1/10)以下、两侧数个点的数值均大于当前点等等。

[0090] 6) 取一定峰高(到峰脚的距离)以上的点(用以排除干扰),做质心算法,算出这些点的质心位置,作为心率频率f。质心算法的计算过程可以通过以下公式计算:

$$[0091] \quad X = \frac{\sum(Y_i * X_i)}{\sum Y_i}$$

[0092] 其中,X为质心到原点的水平距离,Y_i为第i个目标采样点的高度值,X_i为第i个目标采样点到原点的水平距离;经过质心算法处理后,质心到原点的水平距离为80.12(即x轴的坐标位置)。这个位置更接近于代表整个心率峰,并且受频域分辨率的影响更小。

[0093] 对于一系列数据,直接通过峰值点作为心率的结果与经本发明方法处理以后的结果对比如图9所示,由图9可以看出,直接用峰值点在频域分辨率不足时,心率存在随机跳动;而经过本实施例处理后,心率变化变得平滑并且更能反映人心率变化的趋势。

[0094] 基于相同的技术构思,本发明公开了一种低采样率下提高光电心率计算精度的装置,该装置可采用本发明的低采样率下提高光电心率计算精度的方法,具体的,如图10所示,本发明的低采样率下提高光电心率计算精度的装置包括:采集模块10,用于采集人体的光电容积信号;滤波模块20,用于对所述采集模块10采集的光电容积信号做高通滤波处理,去除基线漂移;频域转换模块30,用于从所述滤波模块20处理后的光电容积信号中截取预设时间段的光电容积信号,并对其进行频域转换,获得相应的频谱;查找模块40,用于在所述频域转换模块30获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点位置与峰脚点位置;选取模块50,用于根据所述峰值点及峰脚点位置,按照预设的条件,选取目标采样点;计算处理模块60,用于将所述选取模块50选取的目标采样点做质心算法,获取所述目标采样点的质心位置作为心率频率,并根据所述心率频率,获得对应的心率值。

[0095] 本实施例中采集到光电容积信号后,对其进行高通滤波处理,去除基线漂移,然后再对其进行频域转换处理,获得相应的频谱信息。针对该用于计算心率的频谱信息,本实施例不同于现有技术中通过高斯滤波处理光电容积信号,再进行频域转换处理,查找频谱上频率峰峰值点来进行心率计算,而是通过获取频率峰的质心位置来进行相应心率计算。因为直接将频率峰是峰值点来进行心率计算是基于假定频率峰的频率分布是正态分布的。但是实际上,频率峰是一段时间内一系列脉搏波的统计信息,而这些脉搏波或快或慢,共同构成了频率峰的分布。有可能快的多,慢的少,也有可能慢的多,快的少。在这种基础上,频率峰可能是偏态分布而不是正态分布的。通过高斯滤波处理,可能会导致处理后峰值位置有一定的偏差。

[0096] 本发明装置则在即使采样率不够、频谱分辨率不足情况下,通过频谱中频率峰上的一系列点预测出真实的质心位置。由于频率峰实际上是一段时间内一系列脉搏波的统计

信息,可能是偏态分布。而质心最能在这种情况下反映这一段数据整体心率分布。

[0097] 较佳的,所述滤波模块采用IIR高通滤波器进行滤波处理。当然,采用其它的高通滤波器亦可,本发明对高通滤波器不做任何限定。由于受环境、光照等条件干扰影响,因此获取的PPG信号存在较大基线漂移,因此需通过高通滤波器进行滤波处理,去除基线漂移,从而提高后续心率计算的精准度。

[0098] 本发明装置的另一实施例,在上述装置实施例的基础上,如图11所示,所述查找模块40包括:峰值点查找子模块41,用于在截取的光电容积信号的频谱上,通过查找采样点高度最大值的方法查找心率对应的频率峰的峰值点位置;峰脚点查找子模块42,用于从所述峰值点位置向两侧逐点搜索,选取每侧第一个满足峰脚条件的采样点作为每侧的峰脚点;所述峰脚条件为所述峰脚点的高度值为所述峰值点的高度值的指定比例以下,且所述峰脚点两侧的若干个连续采样点的高度值均大于所述峰脚点的高度值。

[0099] 在上述任一实施例中,所述选取模块50选取目标采样点的预设条件为:选取所述峰值点与峰脚点之间,高度高于所述峰脚指定距离的采样点作为目标采样点。

[0100] 本发明装置的另一实施例,在上述任一装置实施例的基础上,所述计算处理模块60包括质心获取子模块61和心率计算子模块62,其中:质心获取子模块61,用于将所述选取模块50选取的目标采样点按照以下公式进行运算,获取所述目标采样点的质心到原点的水平距离,并将所述质心到原点的水平距离作为心率频率;

$$[0101] \quad X = \frac{\sum(Y_i * X_i)}{\sum Y_i}$$

[0102] 其中,X为质心到原点的水平距离,Y_i为第i个目标采样点的高度值,X_i为第i个目标采样点到原点的水平距离;

[0103] 心率计算子模块62,用于将所述质心获取子模块61获取的心率频率乘以60,获得对应的心率值。

[0104] 本发明装置在频谱上找到频率峰的峰值点后并不是直接将峰值点对应频率用于心率值计算,而是通过频率峰上选取的目标采样点,预测出最接近于真正频率峰的中心位置(即质心位置),从而获取到对应的心率值。通过本发明装置获取的心率值可以有效反映心率变化的趋势。而不是心率已经发生变化了,但心率值上反映不出来。此外,还降低了对采样率的要求,满足低功耗的要求。本发明装置降低了对频域转换所需数据的长度的要求,提高了心率输出值的实时性。

[0105] 尽管已描述了本发明的优选实施例,但本领域内的技术人员一旦得知了基本创造性概念,则可对这些实施例作出另外的变更和修改。所以,所附权利要求意欲解释为包括优选实施例以及落入本发明范围的所有变更和修改。

[0106] 显然,本领域的技术人员可以对本发明进行各种改动和变型而不脱离本发明的精神和范围。这样,倘若本发明的这些修改和变型属于本发明权利要求及其等同技术的范围之内,则本发明也意图包含这些改动和变型在内。

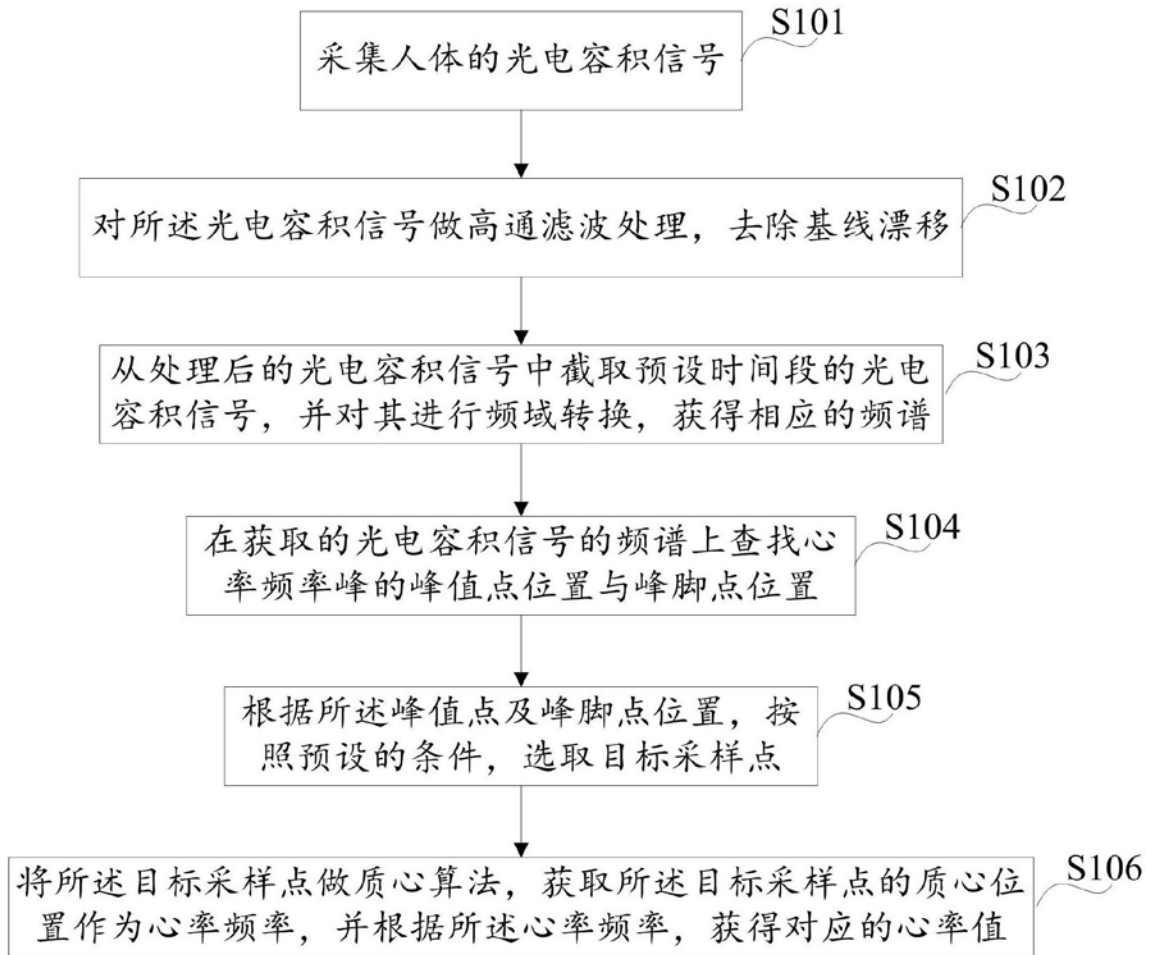


图1

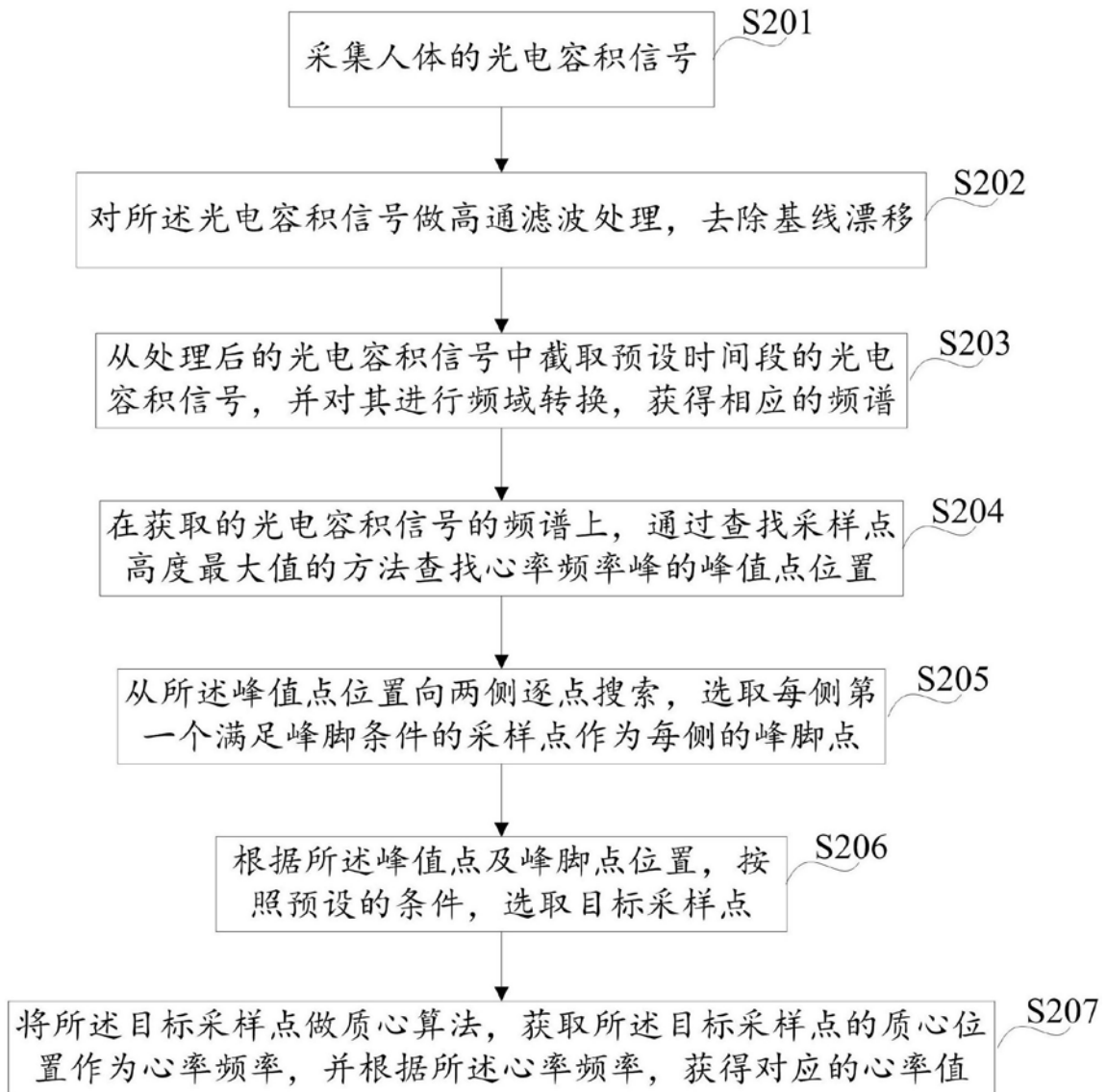


图2

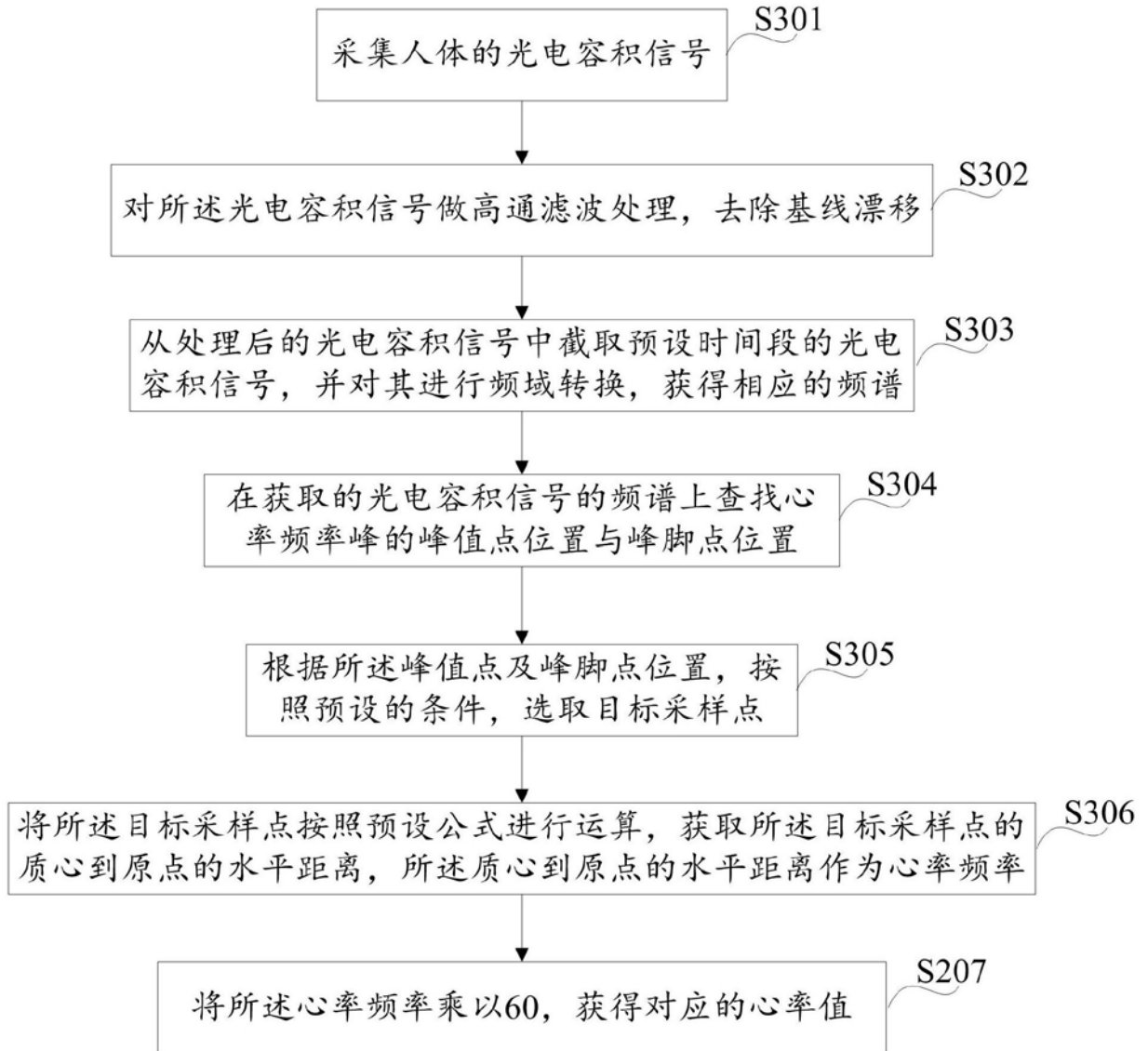


图3

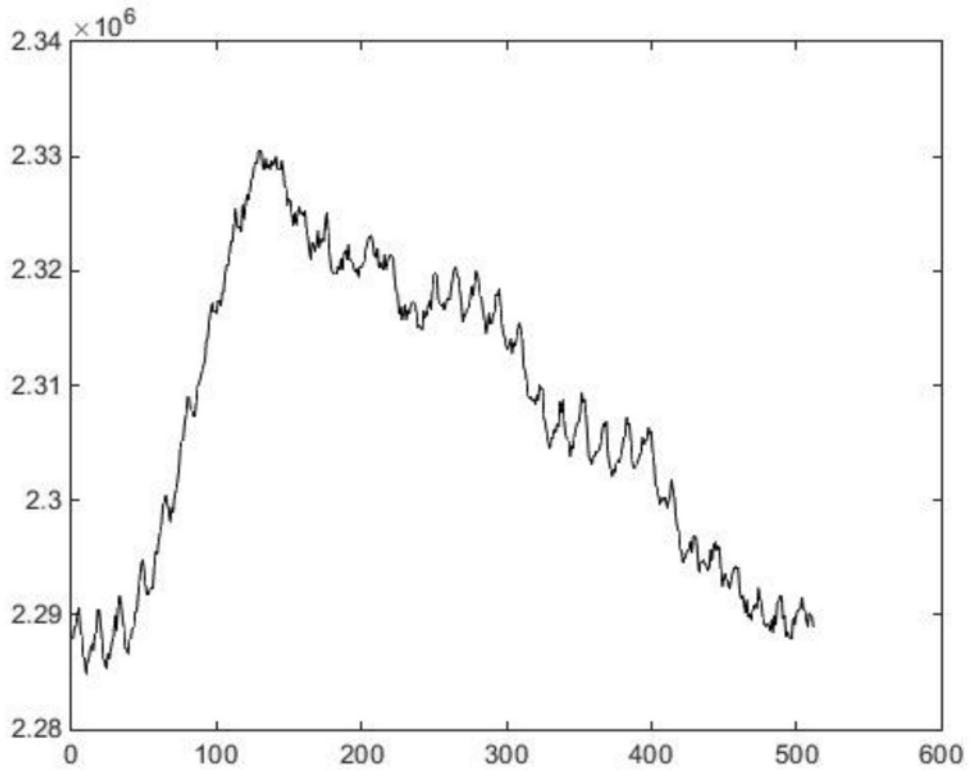


图4

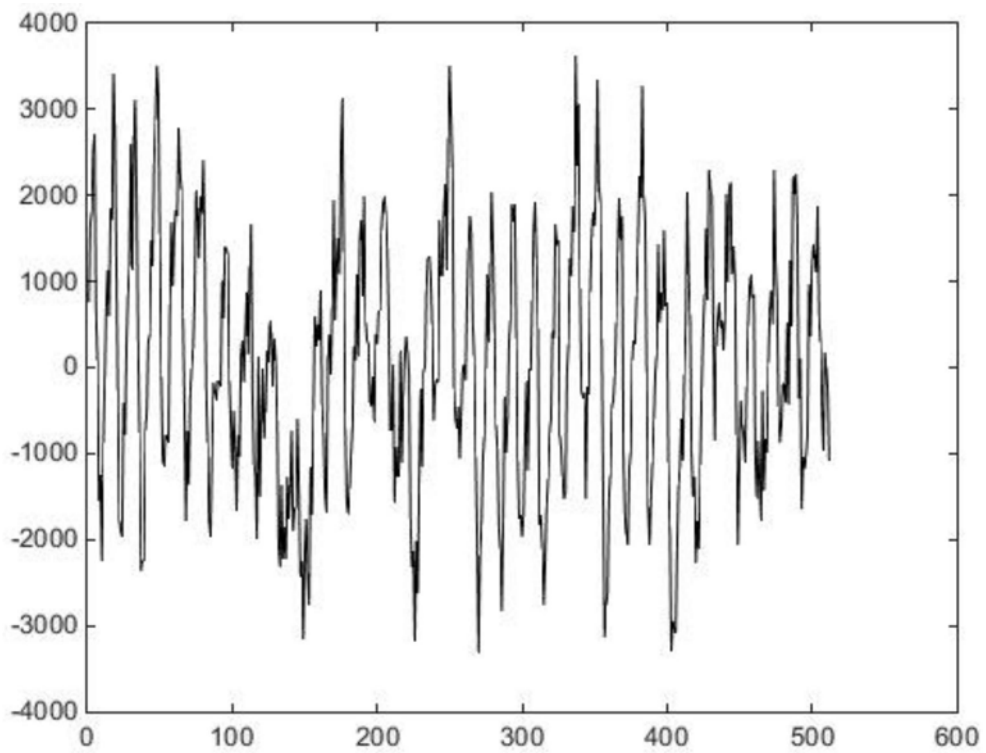


图5

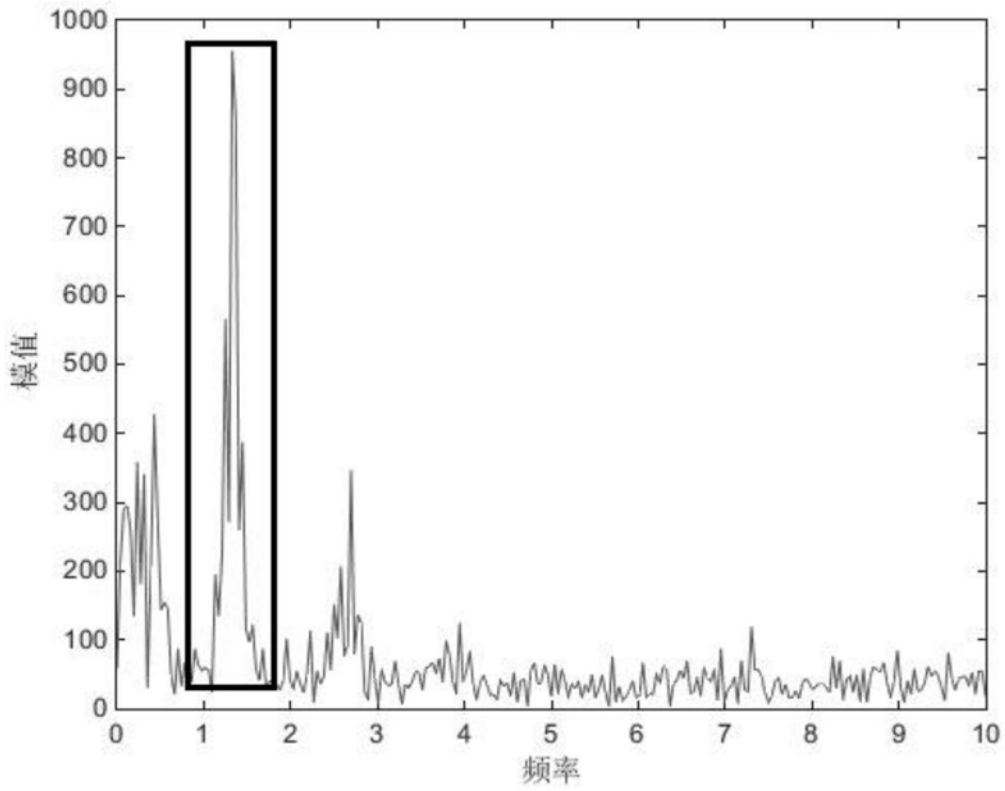


图6

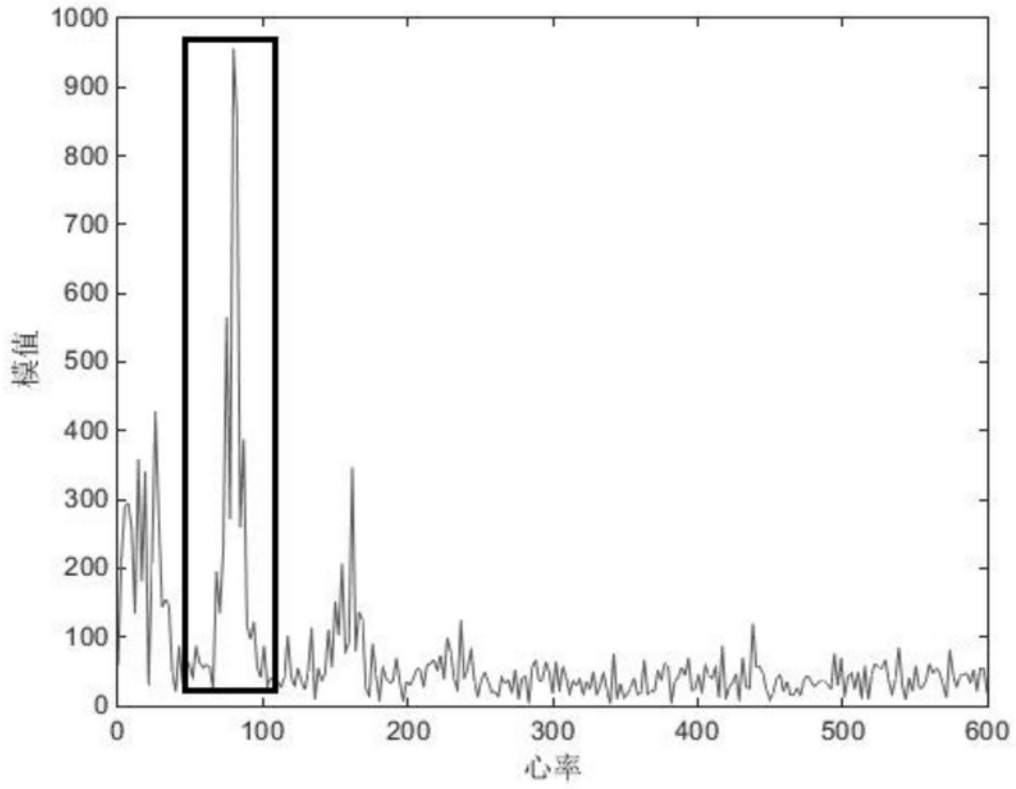


图7

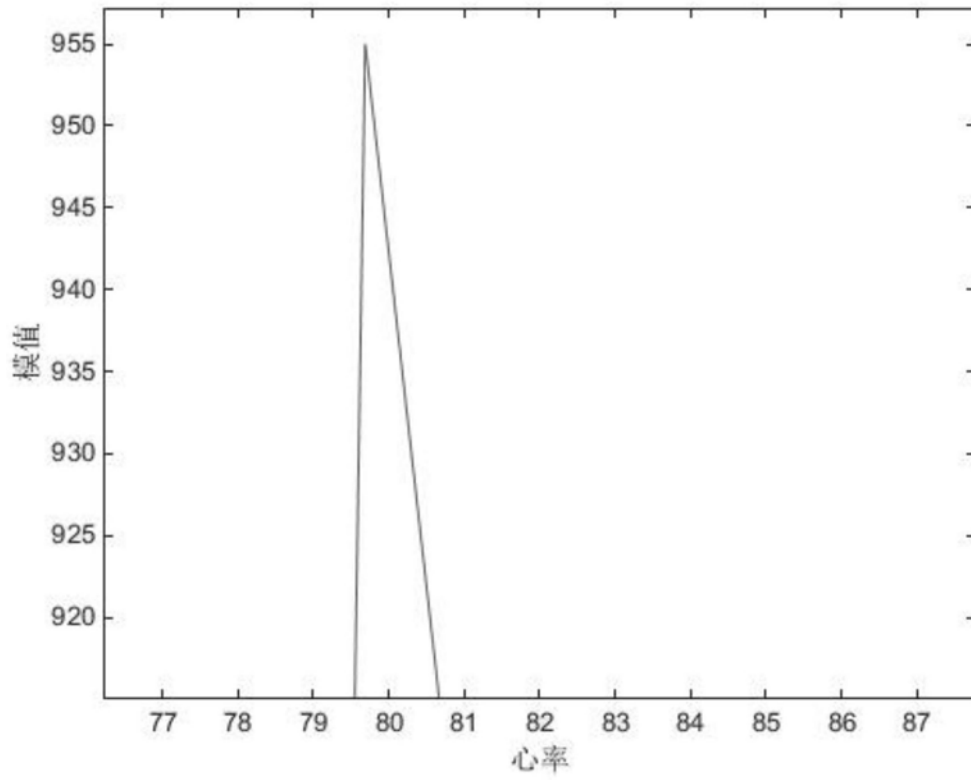


图8

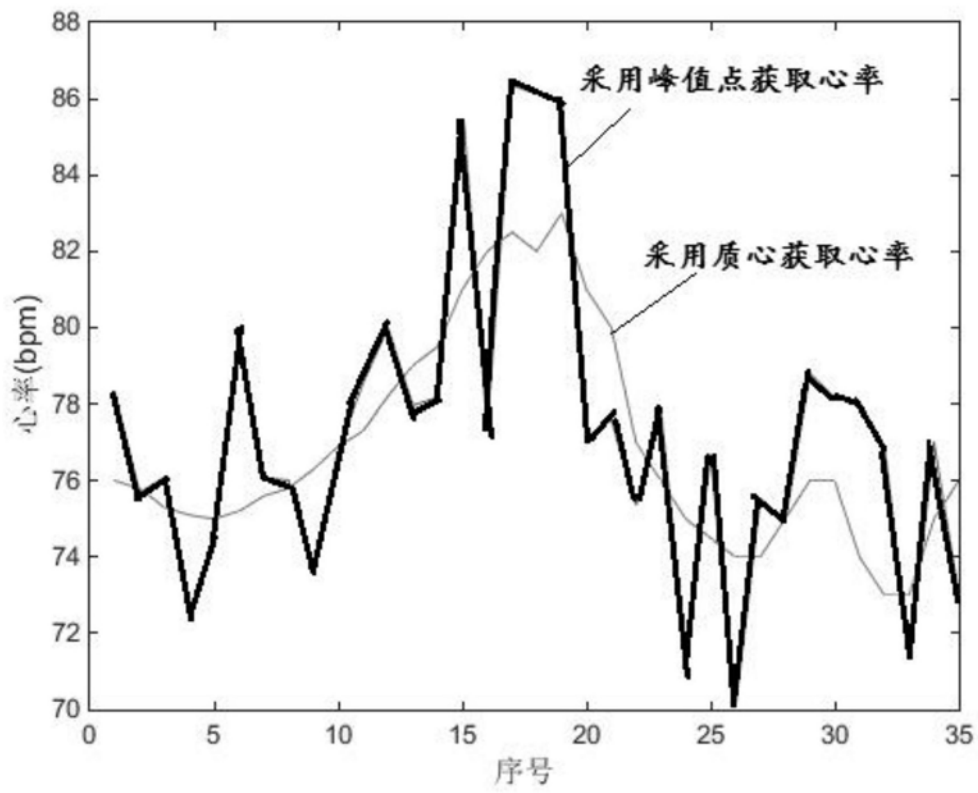


图9

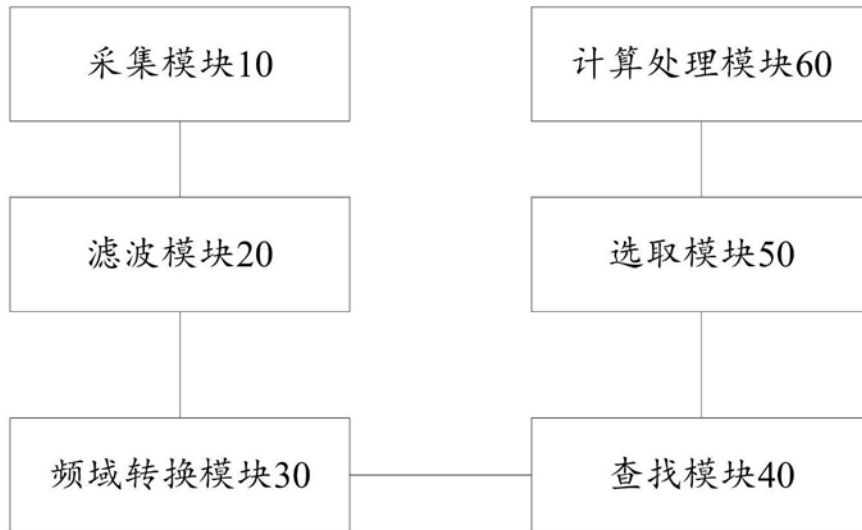


图10

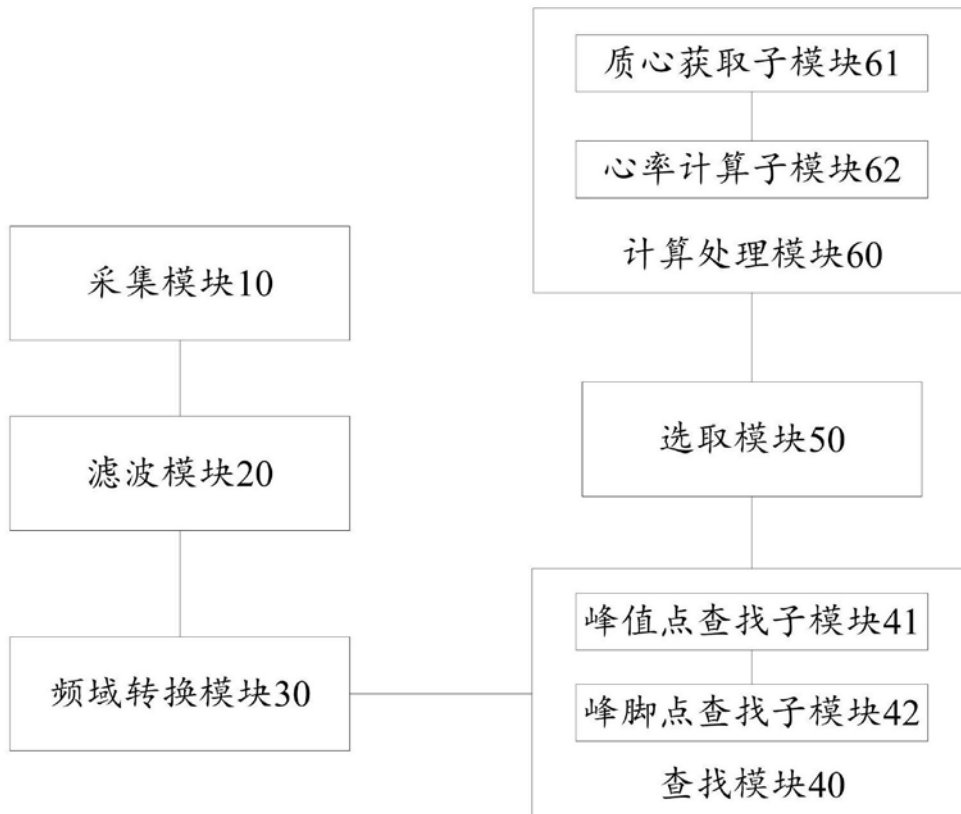


图11

专利名称(译)	一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法及装置		
公开(公告)号	CN108992055A	公开(公告)日	2018-12-14
申请号	CN201810728785.2	申请日	2018-07-05
[标]发明人	卓远		
发明人	卓远		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/7203 A61B5/725		
代理人(译)	林晓青		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种低采样率下提高光电心率计算精度的方法，包括：采集人体的光电容积信号；对光电容积信号做高通滤波处理，去除基线漂移；从处理后的光电容积信号中截取预设时间段的光电容积信号，并对其进行频域转换，获得相应的频谱；在获取的光电容积信号的频谱上查找心率对应的频率峰的峰值点位置与峰脚点位置；根据峰值点及峰脚点位置，按照预设的条件，选取目标采样点；将目标采样点做质心算法，获取目标采样点的质心位置作为心率频率，并根据心率频率，获得对应的心率值。此外，本发明还公开了一种低采样率下提高光电心率计算精度的装置。本发明能够既提高心率的精度，又不需要提高采样率，也不会需要过长的数据，并且能够反映出心率整体趋势的变化。

