



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107260142 B

(45) 授权公告日 2020. 10. 20

(21) 申请号 201710569898.8

(22) 申请日 2012.12.24

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107260142 A

(43) 申请公布日 2017.10.20

(30) 优先权数据
61/586,884 2012.01.16 US

(62) 分案原申请数据
201280071447.7 2012.12.24

(73) 专利权人 瓦伦赛尔公司
地址 美国北卡罗来纳州罗利市

(72) 发明人 埃里克·道格拉斯·罗梅斯堡

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 胡莉莉 申屠伟进

(51) Int.Cl.
A61B 5/0205 (2006.01)
A61B 5/145 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

审查员 朱晓旻

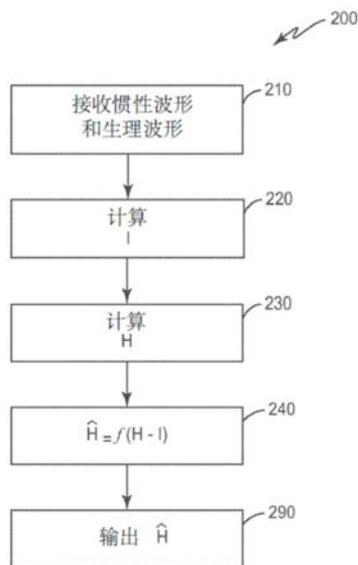
权利要求书3页 说明书7页 附图7页

(54) 发明名称

利用惯性频率减少生理指标误差

(57) 摘要

利用惯性频率减少生理指标误差。在此公开的心率监视器在步进率近似于心率的时候,通过使用一个或多个滤波技术从测量的心率中去除步进率部分。通常,步进率与心率的差值是确定的,步进率根据该差值的函数从心率中过滤出来。



1. 一种用于提供用户的心率的心率监测器,所述心率监测器包括:

光电容积脉搏波传感器,所述光电容积脉搏波传感器配置来感测从所述用户的血管散射的光并且响应于所感测的光来提供光电容积脉搏波信息;

步进率传感器,所述步进率传感器配置来感测来自用户的运动并且响应于所感测的运动来提供运动信息;

至少一个处理器,所述至少一个处理器配置来:根据所述步进率传感器提供的运动信息确定用户的步进率,根据所述光电容积脉搏波传感器提供的光电容积脉搏波信息和所述步进率传感器提供的运动信息来计算初始瞬时心率,计算所述初始瞬时心率与所述步进率之间的差值,根据所述差值确定第二瞬时心率,并且根据所述第二瞬时心率和速率极限输出修正心率。

2. 根据权利要求1所述的心率监测器,其特征在于,所述处理器还配置来当所述初始瞬时心率落在与所述步进率相关的交叉窗内时,根据所述光电容积脉搏波信息中的两个或以上的光谱峰值的频率的组合计算所述初始瞬时心率。

3. 根据权利要求2所述的心率监测器,其特征在于,所述处理器还配置来当所述步进率落在至少两个光谱峰值的频率之间时,根据所述光电容积脉搏波信息的两个或以上的光谱峰值的频率的组合计算所述初始瞬时心率。

4. 根据权利要求1所述的心率监测器,其特征在于,所述处理器还配置来,当光谱峰值的频率中的至少一个落在与所述步进率相关的交叉窗内时,根据所述光电容积脉搏波信息中的两个或以上的光谱峰值的频率的组合计算所述初始瞬时心率。

5. 根据权利要求4所述的心率监测器,其特征在于,所述处理器配置来,当所述步进率落在至少两个光谱峰值的频率之间时,根据所述光电容积脉搏波信息中的两个或以上的光谱峰值的频率的组合计算所述初始瞬时心率。

6. 根据权利要求1所述的心率监测器,其特征在于,所述处理器还配置来比较所述初始瞬时心率与当前滤波心率,所述处理器包括滤波器,所述滤波器用于:基于所述初始瞬时心率和所述当前滤波心率之间的比较,通过根据所述当前滤波心率和速率极限计算修正滤波心率,来修正所述初始瞬时心率,

若所述修正滤波心率落在与所述步进率相关的交叉窗内,根据所述修正滤波心率和所述步进率之间的差值计算所述第二瞬时心率;及

否则,设定所述第二瞬时心率使其与所述修正滤波心率相等。

7. 根据权利要求6所述的心率监测器,其特征在于,所述处理器还配置来:根据所述第二瞬时心率是否落在与所述步进率相关的交叉窗内,更新锁定值,其中,通过选择对所述锁定值和阈值的比较进行响应的滤波器,并且通过根据所选的滤波器来计算所述第二瞬时心率,根据所述初始瞬时心率与所述步进率之间的差值来确定所述第二瞬时心率。

8. 根据权利要求1所述的心率监测器,其特征在于,若所述初始瞬时心率落在与所述步进率相关的交叉窗内,所述处理器设定所述第二瞬时心率使其与所述初始瞬时心率相等。

9. 根据权利要求8所述的心率监测器,其特征在于,所述处理器还配置为根据所述第二瞬时心率是否落在与所述步进率相关的交叉窗内,更新锁定值,其中,通过选择对所述锁定值和阈值的比较进行响应的滤波器,并且通过根据所选的滤波器计算所述第二瞬时心率,所述处理器根据所述步进率和所述初始瞬时心率之间的差值计算所述第二瞬时心率。

10. 根据权利要求1所述的心率监测器,其特征在於,所述处理器还配置为根据所述初始瞬时心率是否落在与所述步进率相关的交叉窗内,更新锁定值,其中,通过选择对所述锁定值和阈值之间的比较进行响应的滤波器,并且通过根据所选的滤波器计算所述第二瞬时心率,所述处理器根据所述步进率和所述初始瞬时心率之间的差值计算所述第二瞬时心率。

11. 根据权利要求1所述的心率监测器,其特征在於,通过选择对所述差值和阈值之间的比较进行响应的滤波器,并且通过根据所选的滤波器计算所述第二瞬时心率,所述处理器根据所述步进率和所述初始瞬时心率之间的差值计算所述第二瞬时心率。

12. 一种用于提供用户的心率的方法,所述方法包括:

使用光电容积脉搏波传感器来感测从用户的血管散射的光,以确定光电容积脉搏波信息;

使用步进率传感器来感测来自用户的运动信息;

根据所述步进率传感器提供的运动信息确定用户的步进率;

根据所述光电容积脉搏波传感器提供的光电容积脉搏波信息和所述步进率传感器提供的运动信息来计算初始瞬时心率;

计算所述初始瞬时心率与所述步进率之间的差值;

根据所述差值确定第二瞬时心率;以及

根据所述第二瞬时心率和速率极限输出修正心率。

13. 根据权利要求12所述的方法,其特征在於,所述计算初始瞬时心率的步骤还包括当所述初始瞬时心率落在与所述步进率相关的交叉窗内时,根据所述光电容积脉搏波信息的两个或以上的光谱峰值的频率的组合计算所述初始瞬时心率。

14. 根据权利要求13所述的方法,其特征在於,所述根据所述组合计算所述初始瞬时心率的步骤还包括当所述步进率落在至少两个光谱峰值的频率之间时,根据所述光电容积脉搏波信息中的两个或以上的光谱峰值的频率的组合计算所述初始瞬时心率。

15. 根据权利要求12所述的方法,其特征在於,所述计算初始瞬时心率的步骤包括当光谱峰值的频率中的至少一个落在与所述步进率相关的交叉窗内时,根据所述光电容积脉搏波信息中的两个或以上的光谱峰值的频率的组合计算所述初始瞬时心率。

16. 根据权利要求15所述的方法,其特征在於,所述根据所述组合计算所述初始瞬时心率的步骤还包括当所述步进率落在至少两个光谱峰值的频率之间时,根据所述光电容积脉搏波信息中的两个或以上的光谱峰值的频率的组合计算所述初始瞬时心率。

17. 根据权利要求12所述的方法,其特征在於,所述根据所述步进率与所述初始瞬时心率之间的差值计算第二瞬时心率的步骤包括:

将所述初始瞬时心率与当前滤波心率做比较;

基于所述初始瞬时心率和所述当前滤波心率之间的比较,通过根据所述当前滤波心率和速率极限计算修正滤波心率,来修正所述初始瞬时心率;

若所述修正滤波心率落在与所述步进率相关的交叉窗内,根据所述修正滤波心率和所述步进率之间的差值计算所述第二瞬时心率;及

否则,设定所述第二瞬时心率使其与所述修正滤波心率相等。

18. 根据权利要求17所述的方法,其特征在於,所述方法还包括根据所述第二瞬时心率

是否落在与所述步进率相关的交叉窗内,更新锁定值,其中所述根据所述步进率和所述初始瞬时心率之间的差值计算所述第二瞬时速率的步骤包括选择对所述锁定值和阈值之间的比较进行响应的滤波器,并进一步根据所选的滤波器计算所述第二瞬时速率。

19. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,根据所述步进率和所述初始瞬时心率之间的差值计算所述第二瞬时速率的步骤包括:

若所述初始瞬时心率落在与所述步进率相关的交叉窗内,根据所述初始瞬时心率和所述步进率之间的差值计算所述第二瞬时速率;及

否则,设定所述第二瞬时速率使其与所述初始瞬时心率相等。

20. 根据权利要求19所述的方法,其特征在于,所述方法还包括根据所述第二瞬时速率是否落在与所述步进率相关的交叉窗内,更新锁定值,其中所述根据所述步进率和所述初始瞬时心率之间的差值计算所述第二瞬时速率的步骤包括选择对所述锁定值和阈值之间的比较进行响应的滤波器,并进一步根据所选的滤波器计算所述第二瞬时速率。

21. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述方法还包括根据所述初始瞬时心率是否落在与所述步进率相关的交叉窗内,更新锁定值,其中所述根据所述步进率和所述初始瞬时心率之间的差值计算所述第二瞬时速率的步骤包括选择对所述锁定值和阈值之间的比较进行响应的滤波器,并进一步根据所选的滤波器计算所述第二瞬时速率。

22. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述根据所述步进率和所述初始瞬时心率之间的差值计算第二瞬时速率的步骤包括选择对所述差值和阈值之间的比较进行响应的滤波器,并进一步根据所选的滤波器计算所述第二瞬时速率。

利用惯性频率减少生理指标误差

背景技术

[0001] 个人健康监视器通过使用户监视在运动、田径运动训练、休息、日常生活活动、理疗等过程中的心率或者其它的生理信息从而为用户提供监测他们的整体健康和健身的能力。由于这些装置变得越来越小和越来越具有便携性，它们变得越来越流行。

[0002] 心率监视器为个人健康监视器的一个例子。普通类型的心率监视器使用了胸带，该胸带包括用于从心脏检测肌肉动作电位的表面电极。因为该表面电极提供了相对的无噪声信号，使用了表面电极的监视器产生的信息是高度精确的。然而，大多数使用者发现胸带监视器不舒服和不方便。

[0003] 另一种类型的心率监视器使用了设置在耳塞处的PPG传感器。耳朵是放置监视器的理想位置，因为耳朵处是一个相对静止的平台，不会妨碍人们的移动和视线。靠近耳朵的PPG传感器，例如，可获取下列位置的信息：内耳道和鼓膜（用于测量身体核心温度），肌肉组织（用于测量肌肉张力），耳廓和耳垂（用于监视血气等级），耳朵后面的区域（用于测量皮肤温度和皮肤电反应），以及颈内动脉（用于测量心肺功能）。耳朵还位于或者靠近身体暴露于感兴趣的环境中的呼吸毒素（挥发性有机化合物、污染等）的点，耳朵受到的噪声污染的点，眼睛受到的光照条件的点等。进一步地，因为耳道自然用于传输声能，耳朵是监视内部声音的良好位置，例如心跳、呼吸率、嘴的运动等。

[0004] PPG传感器测量相对的血流，通过使用红外光或者其它光源投射完全传输通过组织或者从组织反射回的光来测量相对的血流，该光随后被光电探测器检测到，并进行量化。例如，高的血流的流速将导致更多的光被血流散射，这将大大增加到达光电检测器的光强。通过处理光电探测器输出的信号，使用PPG传感器的监视器可测量血容量脉冲（每次心跳的血容量的相性变化），心率，心率变化，和其它的生理信息。

[0005] PPG传感器通常是很小的并且可被封装，因此它们不会有其它的传统健康传感器舒适性和/或便利性的问题。然而，PPG传感器比其它许多类型的传感器对于运动伪影噪声更加敏感，因此更容易出现精度问题。例如，用户的一个动作要素，比方说慢跑者的步进率，常常与心率要素同样强或比心率更强，这有可能使心率测量出错。美国7144375号专利公开了一种可行的解决这个问题方案，该专利公开了利用加速计作为监视器，用于验证PPG传感器输出的可能步进率。当该步进率近似于心率时，’375号专利揭示了光谱转换步进率和心率波形，例如，通过采样窗口，分别由步进率和心率传感器提供步进率光谱和心率光谱。若该光谱转换操作采用6秒的窗口，转换操作的平均延迟为3秒。进行光谱转换后，’375号专利减除了该步进率光谱和心率光谱。’375号专利还保存了光谱减除的前十个峰值的记录，用于在确定心率和步进率是否跨接和确定哪个光谱峰值对应心率之前，执行各种统计学分析以达到理想的精确性。因此，’375号专利后续实施的转换操作会导致额外的潜在处理，例如需要10秒，而这是不合需要的。所以，有必要提供一种可选择的方案，使步进率近似于心率时，能提供精确的心率，且延迟较少。

发明内容

[0006] 本发明公开的方案通过使用一个或多个滤波技术,在步进率与心率近似于的时候,去除测量的心率中的步进率。通常,步进率和心率的差值是确定的,步进率根据该差值从心率中过滤出来。

[0007] 一个示例性的实施例中,步进处理器根据步进传感器提供的波形计算使用者的步进率,心率处理器根据心率传感器提供的波形计算使用者的第一心率。噪音处理器继而计算该步进率和心率的差值,根据该差值来计算使用者的第二心率,并输出该第二心率。例如,该噪音处理器可根据该差值对心率进行滤波。

[0008] 更广义地,一种示例性的生理监护仪包括惯性传感器、惯性处理器、生理传感器、生理处理器和噪音处理器。该惯性处理器根据惯性传感器提供的惯性波形计算使用者的惯性频率。该生理处理器根据生理传感器提供的生理波形计算使用者的第一生理指标。该噪音处理器计算惯性频率和第一生理指标的差值,根据该差值计算使用者的第二心率,并输出该第二心率。

[0009] 一种示例性的减少生理监护仪输出的数据的噪音的方法。为了这个目的,该方法包括根据惯性波形计算使用者的惯性频率,惯性波形由设于生理监护仪内的惯性传感器提供;和根据生理波形计算使用者的第一生理指标,生理波形由设于生理监护仪内的生理传感器提供。其后,该方法计算惯性频率和第一生理指标的差值;根据该差值计算第二生理指标;以及输出第二生理指标。

[0010] 由于在此公开的方案只处理瞬时光谱转换数据,例如,瞬时步进率光谱和瞬时心率光谱,本发明从根本上消除了'375号专利中后续转换的延迟。因此,在此公开的方案相较于现有技术,足够精确而又没有延迟。

附图说明

[0011] 图1示出了设置在耳塞上的示例性的心率监视器。

[0012] 图2示出了设置在外壳内的示例性的生理监视系统的模块图。

[0013] 图3示出了从生理指标中去除惯性频率的示例性的流程图。

[0014] 图4示出了从生理指标中去除惯性频率的另一个示例性的流程图。

[0015] 图5示出了图2所示的生理处理器的示例性的模块图。

[0016] 图6A-6D示出了步进率光谱、心率光谱、结果差异光谱和估计心率的示例性的模拟结果视图。

[0017] 图7示出了根据此处公开的方案估计的心率的示例性的模拟结果视图。

具体实施方式

[0018] 本发明公开的过滤技术增加了处理数据,例如,生理传感器的心率数据,所得到的结果的精度。图1示出了设置在耳塞10上的示例性的监视系统12。耳塞10可包括与远程设备通信连接的有线或者无线耳塞,远程设备例如为音乐播放器、智能手机、个人数据助理等。监视系统12监视心率和/或其它生理指标,并且输出这些生理信息到用户和/或其它处理功能。而本发明公开的监视系统12为耳塞10的部分,应当理解监视系统12可设置在固定在用户身体上的任何设备上,例如,固定在耳朵、手指、趾、四肢(臂、腿、踝关节等)、腕、鼻等上的

设备。在一些实施例中,该设备可包括补丁(patch),例如,绷带,用于将监视系统12连接到用户身体上的预期的位置。

[0019] 图2示出了一个示例性的实施例中的示例性的监视系统12的模块图。监视系统12包括处理器100,处理器100连接到一个或多个生理传感器20、一个或多个惯性传感器30、输出界面40和存储器50。生理传感器20产生响应于用户生理状态的生理波形。惯性传感器30产生响应于用户动作的惯性波形。一个示例性的惯性传感器包括,但不只包括:加速计、视觉发射/探测对、视觉探测器、CCD摄像机、压电传感器、热敏传感器、或其他任何类型的能够获取动作信息的传感器。典型的视觉发射器包括一个或多个发光二极管、激光二极管、有机发光二极管、微型发光器、电磁发射器等等。在此公开的传感器并不只限于电磁光谱的视觉波长。在某些实施例中,用于更短或更长的波长的发射器和/或探测器也可以适用于电磁光谱中的更短或更长的波长。视觉探测器可包括光电探测器、电磁探测器和光电二极管等等。处理器100通过使用本发明公开的过滤技术以及存储在存储器50中的信息处理生理波形来高精度的确定心率和/或一个或者多个生理指标。输出界面40输出确定的生理指标。应当理解,输出界面可包括收发器,该收发器用于发送处理器100输出的数据到远程设备。可选地或者另外地,输出界面可提供输出数据到用户接口,例如,显示屏、数据库、另一处理器,和/或处理功能。

[0020] 在示例性的实施例中,生理传感器20包括光电容积脉搏波(PPG)传感器,光电容积脉搏波响应于检测到的光强产生电生理波形。PPG传感器包括光强传感器,该光强传感器通常依赖于进入到血管中的光的光耦合。如在本发明所用的,术语“光耦合”指的是进入区域的激光与区域自身之间的作用或通信。例如,光耦合的一种形式是光导耳塞10内产生的激光与耳朵的血管之间的相互作用。待审的公开号为2010/0217102的美国专利申请中描述了光导耳塞,该专利在此援引且并入本案。在一个实施例中,激光与血管之间的相互作用可能涉及进入耳朵区域的激光与耳朵内的血管散射的激光,因此,散射光的强度与血管内的血流速度成正比。光耦合的另一种形式是由耳塞10内的光发射器产生的激光与耳塞10的光导区间相互作用形成的。

[0021] 处理器100包括惯性处理器110、生理处理器120和噪音处理器140。惯性处理器110通过使用各种已知方法从惯性波形中获取确定的惯性频率I,例如步进率。该确定的惯性频率可包括真实的惯性频率和一个或多个该真实惯性频率的谐波,例如真实惯性频率的 $1/2x$ 、 $3/2x$ 和 $2x$ 谐波。比方说,惯性处理器可光谱转换惯性波形以生成惯性光谱,并将惯性频率设置为该惯性光谱的最大的峰值的频率。还有其它可选择的方法可用于确定惯性频率。生理处理器120从生理波形中确定一个或多个生理指标H,例如心率,在此处进一步讨论。该确定的生理指标可能与根据一个或多个生理指标计算得出的生理估值相关。噪音处理器140对确定的指标滤波去除惯性频率,从而产生了较精确的滤波生理指标 \hat{H} 。

[0022] 为了简化,下述处理器100在由惯性传感器110确定的步进率近似于由生理处理器120确定的心率的时候,通过噪音处理器140使用一个或多个滤波技术从测量的心率中去除步进率。通常,步进率和心率的差值是确定的,步进率根据该差值从心率中过滤出来。然而,生理处理器120和处理器100可替代地或者另外地确定其它的生理指标,例如,呼吸速率、心率变异(HRV)、脉搏压、收缩压、舒张压、步率、氧气摄取(V_{O_2})、和R-R间隔(代表了ECG波形中的相继的R峰之间的间隔)、最大氧气摄取(最大 V_{O_2})、燃烧的热量、创伤、心排血量和/或

包括血红高蛋白氧气占据的结合点(SPO₂)的血分析物水平、高铁血红蛋白的百分比、羰基血红蛋白的百分比、和/或葡萄糖水平。替代地或者另外地,处理器100可确定或者过滤一个或者多个生理评估,例如,通风阈、乳酸阈、心肺状态、神经功能状态、有氧能力(最大V_{O₂})、和/或整体健康或健身。此外,处理器100也可有选择地从心率中去除其它惯性频率,例如有节奏的头部摆动和身体运动(如手臂运动、举重等)等等。

[0023] 图3示出了示例性的方法200,该方法可由处理器100执行以计算输出心率。在处理器100接收到来自传感器20和传感器30(模块210)的惯性波形和生理波形后,惯性处理器110确定步进率I(模块220),生理处理器120确定心率的第一估值H(模块230)。噪音测量140根据步进率和心率的差值计算心率的修正估值 \hat{H} (模块240),并继而向输出界面40输出该修正心率估值 \hat{H} (模块290)。处理器100也可以在存储器50中存储该修正心率估值 \hat{H} ,使其可用于后续的计算。

[0024] 图4出了示例性的方法240,该方法用于根据步进率和心率的差值计算修正估值 \hat{H} 。图4中的示例性的方法240包括多个步骤,其中第一步骤包括模块242,第二步骤包括模块244至模块248,第三步骤包括模块250,第四步骤包括模块260,第五步骤包括模块270,第六步骤包括模块280至284。然而,在某些示例性的实施例中可以实施一个或多个上述步骤,在此进一步描述的,本发明也不要求每个步骤都按照图4所示的顺序进行实施。

[0025] 第一步骤(模块242和模块243)包括初始化步骤,其中心率处理器120和/或噪音处理器140初始化和/或确定一个或多个变量,用于根据预设的值、存储于存储器中的值,以及测量到的信息(模块242和模块243),如瞬时心率 H_{inst} 、滤波心率 H_{filt} 、锁定值 C_{lk} 、第二(或输出)心率H等等来确定输出的心率。例如,为了确定 H_{inst} ,心率处理器120包括光谱转换器122(如图5所示),该光谱转换器122能将心率传感器20输出的生理波形光谱转换为生理光谱。例如,光谱转换器122能通过一个假设为6秒的采样窗口转换心率波形。这样的转换操作引起了大约为窗口时间的一半的延迟,例如3秒。心率处理器120将具有最大幅值的生理光谱的光谱峰值频率 F_1 确定为初始瞬时心率 H_{inst} ,其中初始瞬时心率对应于第一心率(模块243)。心率处理器120还可进一步确定具有第二大幅值的生理光谱的光谱峰值的频率 F_2 。可替代地或者额外地,滤波心率也可以被初始化,例如从存储器50中检索在先确定的滤波心率或将 H_{filt} 设置为经验值,如83。此外,可以将 C_{lk} 初始化为零,其中 C_{lk} 代表如连续帧的数目,其中心率和步进率的差值满足已确定的阈值。噪音处理器140也可以确定初始第二(或输出)心率H,其中该第二心率代表噪音处理器140最终输出的心率。在某些情况下,处理器140可将该初始H设为经验值,如83。可替代地或额外地,噪音处理器140可以通过程序240经由第一次迭代后从上一帧对H和H的值进行初始化。

[0026] 第二步骤(模块244至模块248)确定瞬时心率,该瞬时心率为初始瞬时心率和步进率的差值的函数,特别适用于以下场合,光谱的减少导致消除了主要用于确定瞬时心率的主要光谱峰值。尤其,该第二步骤通过确定初始瞬时心率 H_{inst} 是否落在交叉窗内,来确定惯性处理器110提供的步进率I是否近似于初始瞬时心率 H_{inst} (模块244),并根据这个结果来调整瞬时心率。例如,噪音处理器140可以通过判断步进率I和初始 H_{inst} 的差值是否小于或等于阈值 T_w ,如 $T_w=8$,来确定初始 H_{inst} 是否落在交叉窗内。在一个实施例中,噪音处理器140只在初始 H_{inst} 落在交叉窗内时,才调整该初始 H_{inst} ,其中该调整是基于两个或多个由光谱转

换器122(模块248)提供的光谱峰值的频率的加权平均数进行的。例如,噪音处理器140能根据以下计算式计算权重 w :

$$[0027] \quad w = \frac{M_1}{M_1 + M_2} \quad (1)$$

[0028] 其中 M_1 代表生理光谱的最大光谱峰值的量级, M_2 代表生理光谱第二峰值的量级,如第二大光谱峰值。继而,噪音处理器140通过计算两个光谱峰值的频率的加权平均数来调整瞬时心率,例如根据下式:

$$[0029] \quad H_{inst} = wF_1 + (1-w)F_2 \quad (2)$$

[0030] 其中 F_1 代表最大光谱峰值的频率(且响应初始瞬时心率), F_2 代表第二光谱峰值的频率。

[0031] 在某些实施例中,第二步骤也可以随意决定生理光谱中的第二光谱峰值的频率 F_2 是否落入交叉窗内,和在满足模块244的情况下,步进率 I 是否在初始 H_{inst} 和 F_2 之间(模块246)。例如,噪音处理器140可以通过确定 F_2 和 I 的差值是否小于或等于一个阈值,如8,来确定 F_2 是否落在交叉窗内。此外,噪音处理器140可以根据 $\text{sign}(H_{inst}-I) \neq \text{sign}(F_2-I)$ 确定 I 是否在 F_2 和初始 H_{inst} 之间。无论如何,在本实施例中,噪音处理器140只在同时满足模块244和模块246的情况下,执行模块248的操作。

[0032] 第三步骤(模块250)利用速率极限对瞬时心率进行滤波。更具体地,第三步骤将修正滤波心率 H_{filt} 作为当前滤波心率 H_{filt} 、根据第二步骤输出的瞬时心率 H_{inst} 和速率极限 Δ_r 进行计算。在本实施例中,心率处理器120还可进一步包括滤波器124,如图5所示。通常, H_{inst} 和 H_{filt} 可从存储器50中检索或由初始化模块242提供,比较 H_{inst} 和 H_{filt} 之后,滤波器124根据比较结果,根据 H_{filt} 、 H_{inst} 和速率极限 Δ_r ,计算修正滤波心率估值 \hat{H}_{filt} ,其中 Δ_r 也可以从存储器50中检索。在一个示例性的实施例中,当 $H_{inst} \geq H_{filt}$,滤波器124根据下式计算修正滤波估值 \hat{H}_{filt} :

$$[0033] \quad \hat{H}_{filt} = H_{filt} + \min(\Delta_{r+}, H_{inst} - H_{filt}), \quad (3)$$

[0034] 其中 Δ_{r+} 代表递增速率极限。然而,当 $H_{inst} < H_{filt}$ 时,滤波器124根据下式计算修正滤波估值 \hat{H}_{filt} :

$$[0035] \quad \hat{H}_{filt} = H_{filt} + \max(\Delta_{r-}, H_{inst} - H_{filt}), \quad (4)$$

[0036] 其中 Δ_{r-} 代表递减速率极限。如此处所用,速率极限代表心率变化的速率的极限。例如,速率极限可以代表每分钟心跳(BPM)的变化的速率,该心率在一个1秒的帧周期内。这样的速率极限可以凭经验确定,且通常是预设的。该速率极限也可以表现为任何帧长度时间内的速率变化,如BPM/s内的速率极限是帧周期长度(秒)的叠加。模块250的额外的实施细节可在同时申请的美国临时申请编号61/586,874,名称为“生理指标估值升降极限”(Physiological Metric Estimation Rise and Fall Limiting)的文件中找到,该文件整体在此援引且并入申请。

[0037] 在第四步骤(模块260)中,噪音处理器140使滤波心率趋近与步进率以减少交叉时盲区造成的偏移。为达到该目的,噪音处理器140根据步进率和 \hat{H}_{filt} 的差值对修正滤波估值

\hat{H}_{filt} 进行进一步的调整。例如, 噪音处理器140可以通过比较 \hat{H}_{filt} 和 I 的差值与一个阈值, 确定模块250输出的修正滤波估值 \hat{H}_{filt} 是否落在交叉窗内, 如 $abs(I - H_{filt}) \leq 8$ 。若 \hat{H}_{filt} 落在交叉窗内, 噪音处理器140可根据步进率和 \hat{H}_{filt} 的差值对 \hat{H}_{filt} 进行进一步调整。例如, 噪音处理器140可根据下式进一步调整 \hat{H}_{filt} :

$$[0038] \quad \hat{H}_{filt} = \hat{H}_{filt} + 0.5 \text{sign}(I - \hat{H}_{filt}) \quad (5)$$

[0039] 在第五步骤(模块270)中, 当心率落在交叉窗内时, 噪音处理器140计算连续帧的数目。为达到该目的, 噪音处理器更新锁定值 C_{1k} , 锁定值 C_{1k} 为 I 和模块260输出的 \hat{H}_{filt} 的差值的函数, 其中 C_{1k} 可代表满足某阈值要求的 \hat{H}_{filt} 和 I 的差值的连续帧的数目。例如, 当 C_{1k} 与 0 比较相等(如 $C_{1k} = 0$), 且 $abs(H_{filt} - I) < 6$ 时, 噪音处理器140可设定 $C_{1k} = 1$ 。然而, 当 $C_{1k} > 0$, 且 $abs(H_{filt} - I) > 6$ 时, 噪音处理器140可设定 $C_{1k} = 0$, 而当 $C_{1k} > 0$, 且 $abs(H_{filt} - I) \leq 6$ 时, 噪音处理器140可增加 C_{1k} , 如设定 $C_{1k} = C_{1k} + 1$ 。

[0040] 在第六步骤(模块280至模块284)中, 噪音处理器140对在多个连续帧交叉的过程中产生的瞬时心率振荡进行滤波。例如, 进一步过滤模块260输出的 \hat{H}_{filt} , 该 \hat{H}_{filt} 响应于锁定值和阈值 T_c 的比较, 以产生用于从输出界面40输出的第二(或输出)心率 \hat{H} 。例如, 若 $C_{1k} > T_c$, 可将该输出心率 \hat{H} 作为的预先确定(或初始化)的输出心率 H 和 \hat{H}_{filt} 第一函数确定, 如根据 $f_1(H, H_{filt})$ (模块282)。在一个示例性的实施例中, 第一函数包括:

$$[0041] \quad \hat{H} = f_1(H, H_{filt}) = H + (\hat{H}_{filt} - H) / 4 \quad (6)$$

[0042] 其中 H 代表模块242中已初始化的第二心率, 或预先确定的第二(或输出心率), 该 H 可从存储器50中检索。然而, 若 $C_{1k} \leq T_c$, 可将该输出心率 \hat{H} 作为的预先确定(或初始化)的输出心率 H 和 \hat{H}_{filt} 第二函数确定, 如根据 $f_2(H, H_{filt})$ (模块284) 在一个示例性的实施例中, 第二函数包括:

$$[0043] \quad \hat{H} = f_2(H, H_{filt}) = H + (\hat{H}_{filt} - H) / 2 \quad (7)$$

[0044] 并非图4所示的所有步骤都需要确定输出至输出界面40的 \hat{H} 。例如, 示例性的实施例可利用以下方法计算输出心率:

[0045] • 在第二步骤和第三步骤, 其中输出心率包括图5中的滤波器124和图4中的模块250输出的滤波心率 \hat{H}_{filt} 。

[0046] • 在第三步骤和第四步骤, 其中输出心率包括图4中模块260输出的滤波心率 \hat{H}_{filt} , 而输入心率包括, 如来自图4中的模块242的初始瞬时心率 H_{inst} 和来自图4中的模块242或从存储器50中预设并检索的初始滤波心率 H_{filt} 。

[0047] • 在第四步骤, 其中输出心率包括图4中的模块260输出的滤波心率 \hat{H}_{filt} , 而输入心率包括, 如来自图4中的模块242或从存储器50中预设并检索的初始滤波心率 H_{filt} 。

[0048] • 在第三、四、五和六步骤, 其中输出心率包括 \hat{H} , \hat{H} 为图4中模块282和模块284之

一的输出,输入心率包括来自图4中的模块242的初始瞬时心率 H_{inst} 和来自图4中的模块242或从存储器50中预设并检索的初始滤波心率 H_{filt} 。

[0049] • 在第四、五和六步骤,其中输出心率包括 \hat{H} , \hat{H} 为图4中模块282和模块284之一的输出,输入心率包括来自图4中的模块242或从存储器50中预设并检索的初始滤波心率 H_{filt} 。

[0050] • 在第五和第六步骤,其中输出心率包括 \hat{H} , \hat{H} 为图4中模块282和模块284之一的输出,输入心率包括从图4中的模块242获得的初始第二心率 H 和来自图4中的模块242或从存储器50中预设并检索的初始滤波心率 H_{filt} 。

[0051] • 在第六步骤,其中输出心率包括 \hat{H} , \hat{H} 为图4中模块282和模块284之一的输出,输入心率包括从图4中的模块242获得的初始第二心率 H 和来自图4中的模块242或从存储器50中预设并检索的初始滤波心率 H_{filt} 。在这种情况下,判断模块280不仅判断锁定值与阈值的比较,还要判断滤波心率是否落在交叉窗内,例如判断 \hat{H}_{filt} 和 I 的差值是否小于或等于阈值 T_w 。

[0052] • 在第三、五和六步骤,其中输出心率包括 \hat{H} , \hat{H} 为图4中模块282和模块284之一的输出,如来自图4中的模块242的初始瞬时心率 H_{inst} 和来自图4中的模块242或从存储器50中预设并检索的初始滤波心率 H_{filt} 。

[0053] 其他未在此明确公开的组合也可以用于产生输出心率。

[0054] 图6A-6D和图7进一步阐释了步进率对测量心率的影响,和本方案怎样解决这个问题。首先,图6A-6D模拟了在步进率与心率相近时所产生的问题。具体地,图6A示出了响应加速计的波形而产生的步进率光谱,而图6B示出了响应由PPG传感器输出的波形而产生的心率光谱,因此同时包括了步进率和心率元素。图6C示出了从图6B的心率光谱中去除图6A中的加速计光谱时,所产生的光谱。如图6C所示,当步进率与心率近似于时,例如在600秒和800秒之间,心率会衰弱。因此,单纯地光谱减除步进率部分,也会影响获得心率光谱后的测量过程。特别地,图6D示出了图6C的差值光谱的峰值频率在交叉窗中为何具有较大的振荡误差。

[0055] 图7示出了在心率采用在此公开的技术进行估计的模拟结果,如图4所示的技术。如图7所示,交叉区附近的误差几乎消失,其结果提供了更精确的心率估值。

[0056] 在此公开的方案提供了精确的心率估值,如图7中的模拟结果的示例所示,且不会像已知的现有技术那样引起延迟。特别地,由于在此公开的方案不需要通过多种预先缓冲的光谱或统计以探测初始跨接,这种处理往往导致不合需要的延迟,因此本方案相较于相关技术能避免延迟而不影响精确性。

[0057] 本发明以PPG传感器为例进行描述,应当理解的是,传感器20可包括可产生生理波形的任何传感器,生理波形,例如,为脑电图 (EEG) 波形、和心电图 (ECG) 波形、射频 (RF) 波形、电光生理波形、热电波形、包括光声波形、机电生理波形,和/或电-核生理波形的电的光声波形。

[0058] 当然,本发明可通过具体实施例之外的方式来实现,而不偏离本发明的实质特征。本发明实施例的各个方面应当理解为说明本发明而不是限制本发明,在本发明的权利要求内或其等效的范围内做出的任何改变都属于本发明的保护范围。

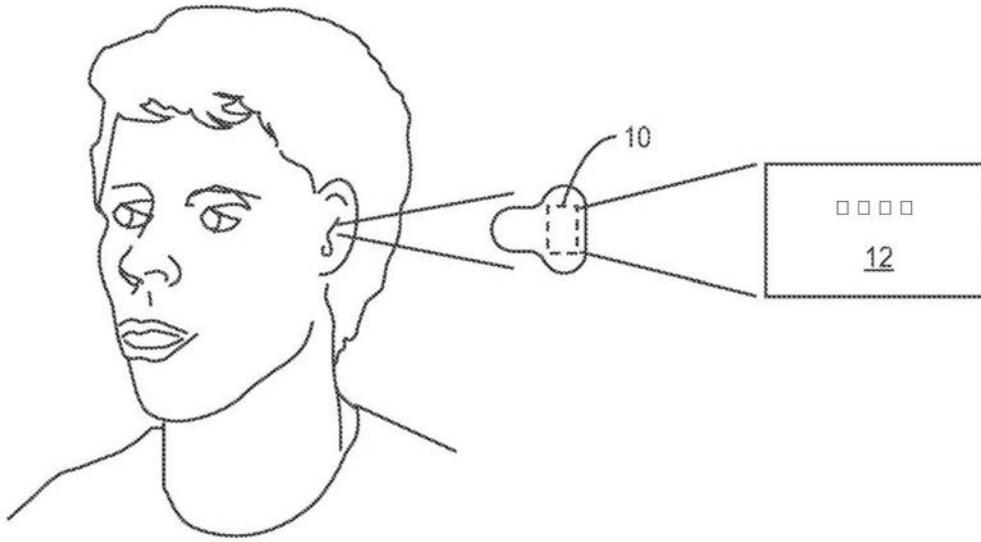


图1

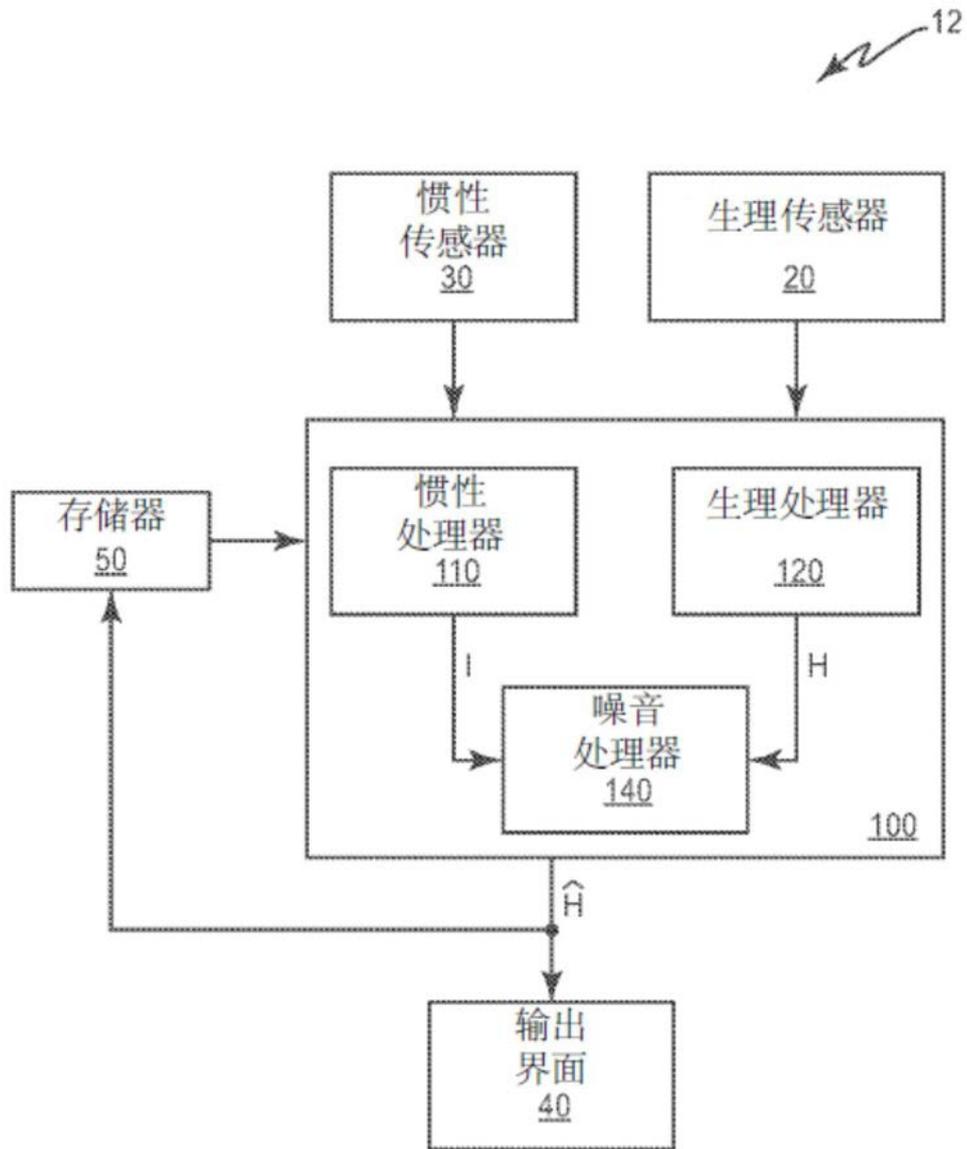


图2

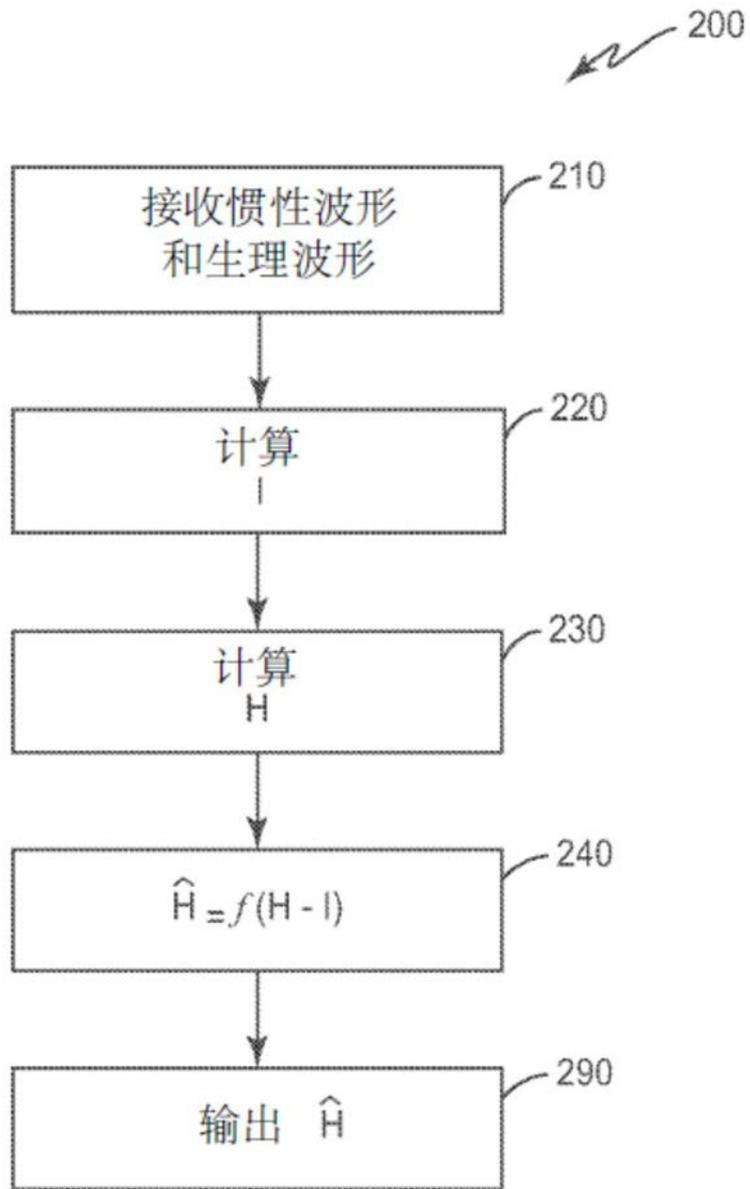


图3

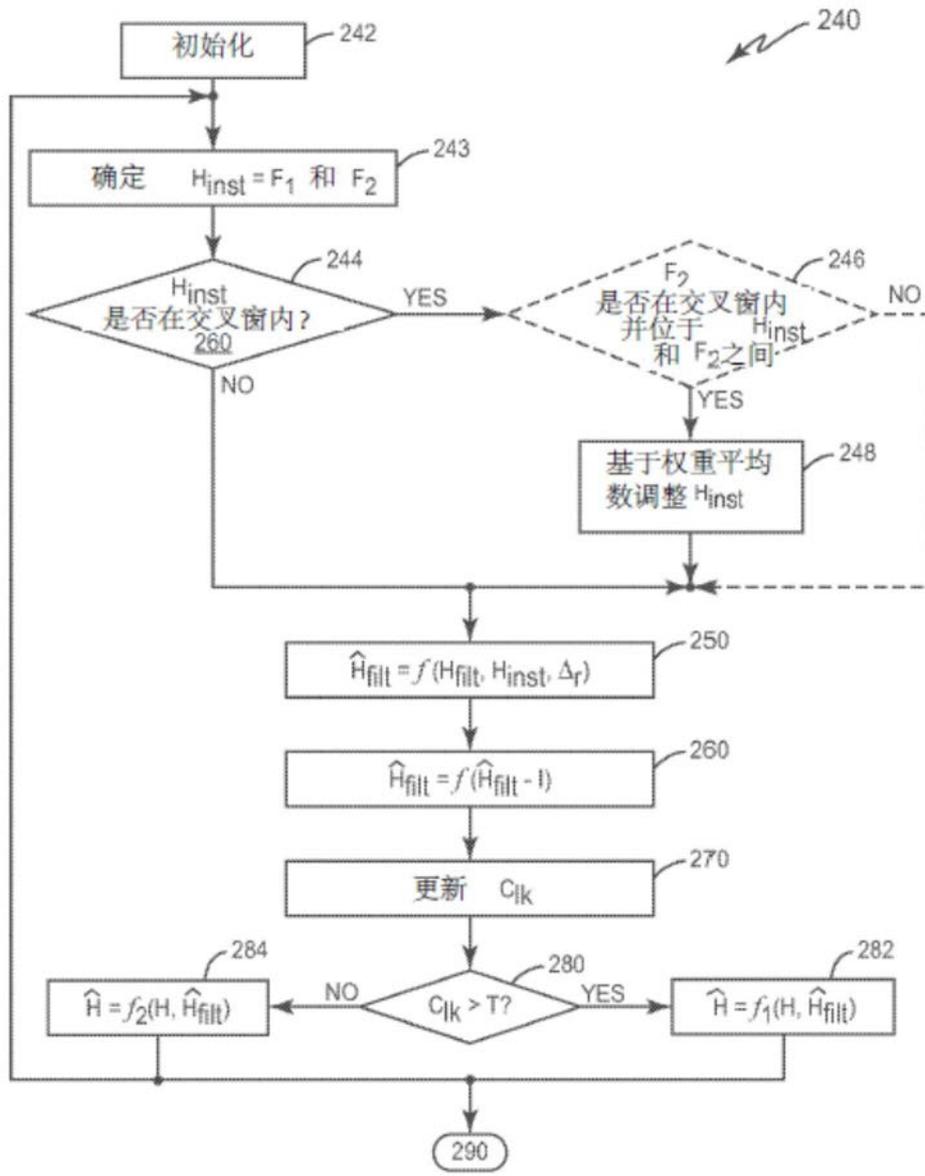


图4

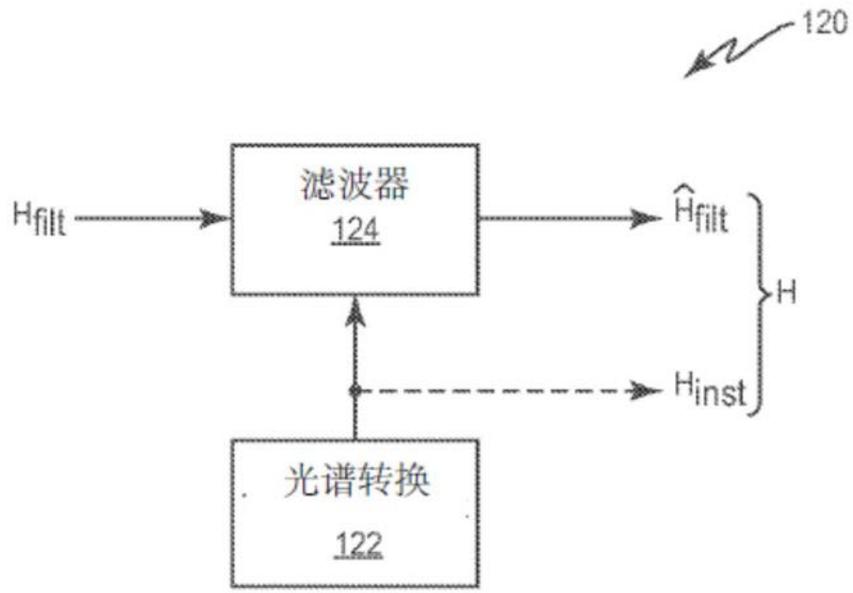


图5

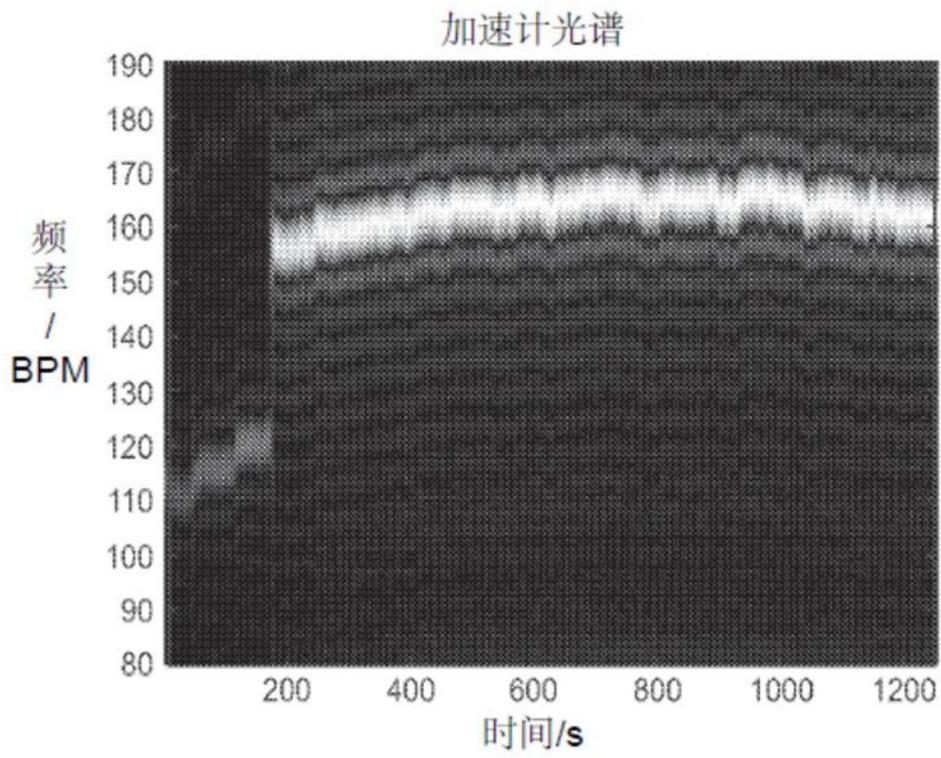


图6A

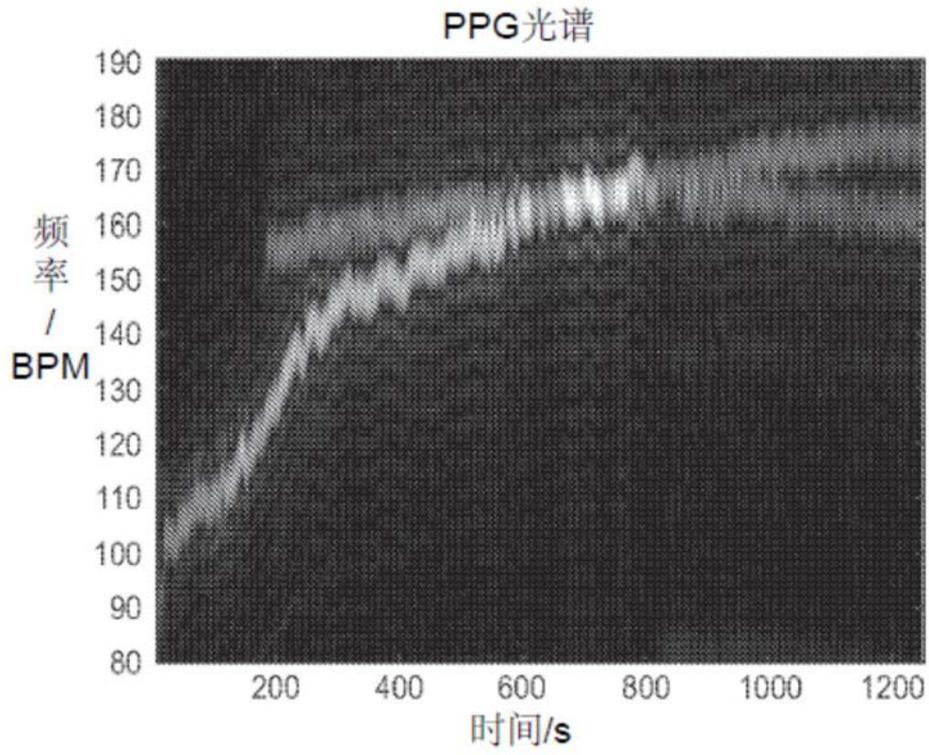


图6B

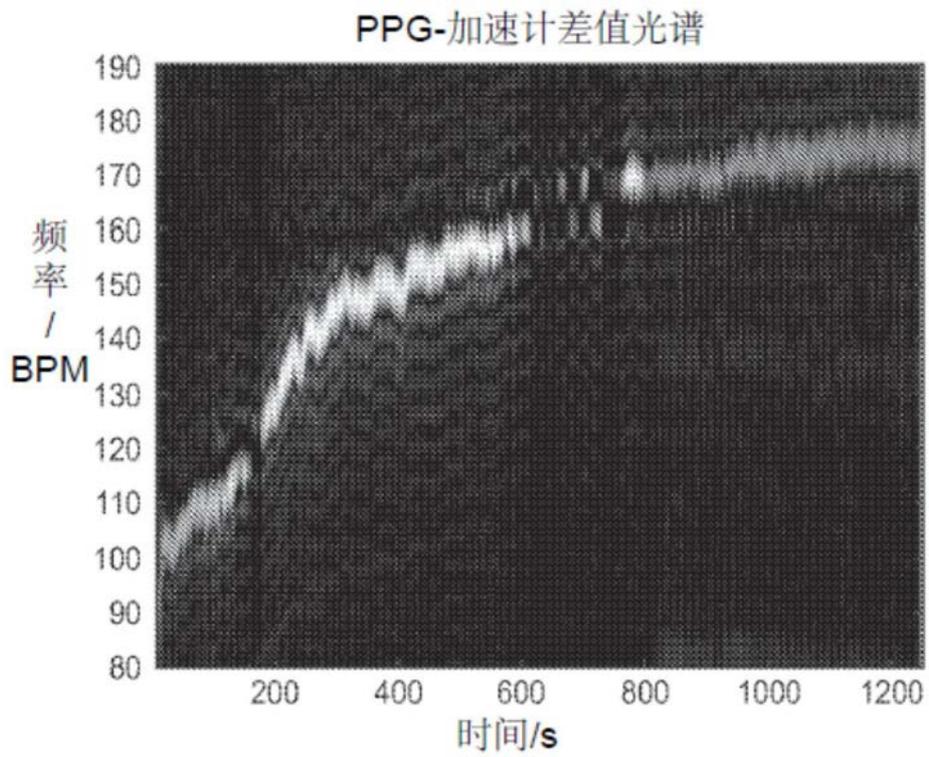


图6C

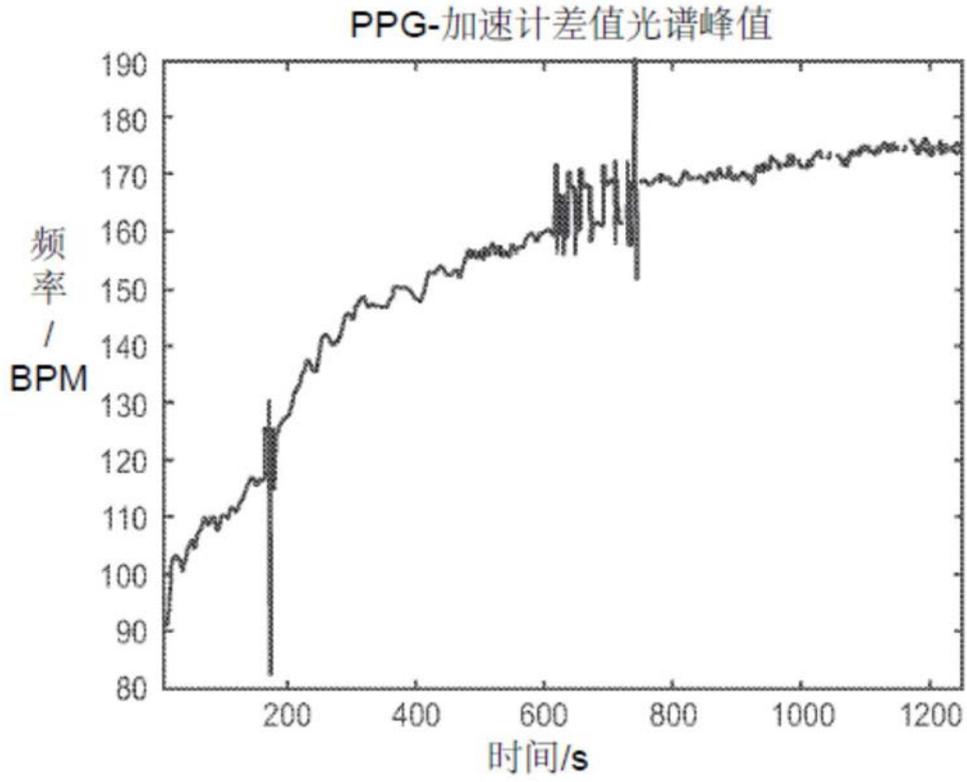


图6D

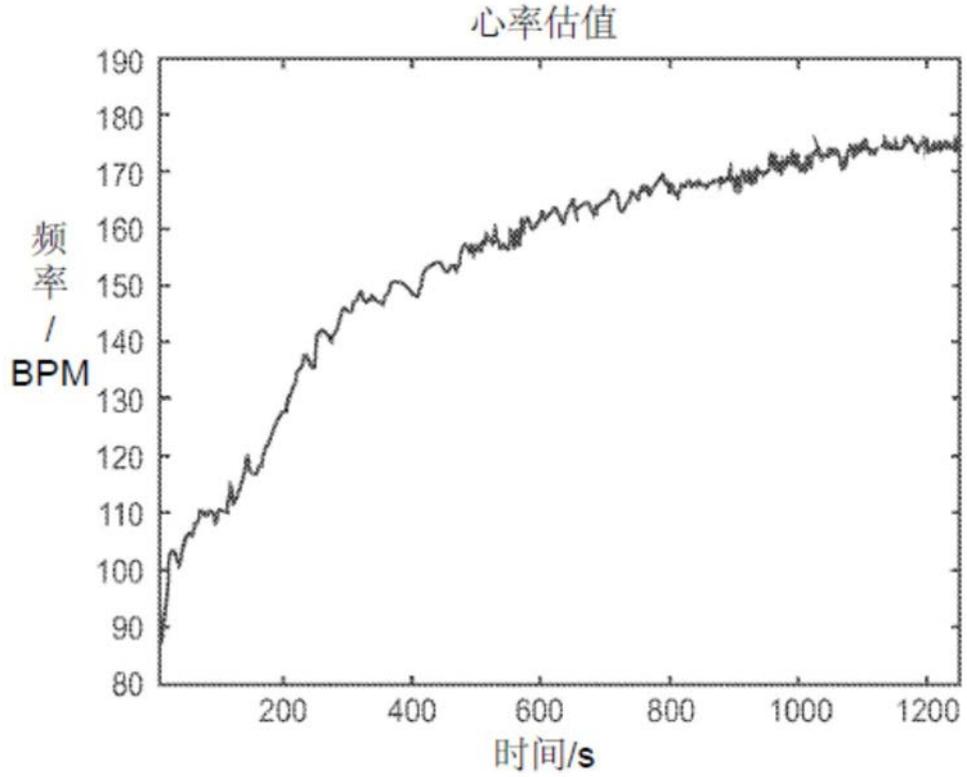


图7