



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107249445 A

(43)申请公布日 2017. 10. 13

(21)申请号 201680009904.8

(22)申请日 2016.02.02

(30)优先权数据

62/126,288 2015.02.27 US

15/012,673 2016.02.01 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.08.11

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/016207 2016.02.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/137689 EN 2016.09.01

(71)申请人 高通股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 卡洛斯·普伊赫 拉曼·萨马达尼
拉塞尔·马丁

(74)专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限公司 11287

代理人 杨林勋

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

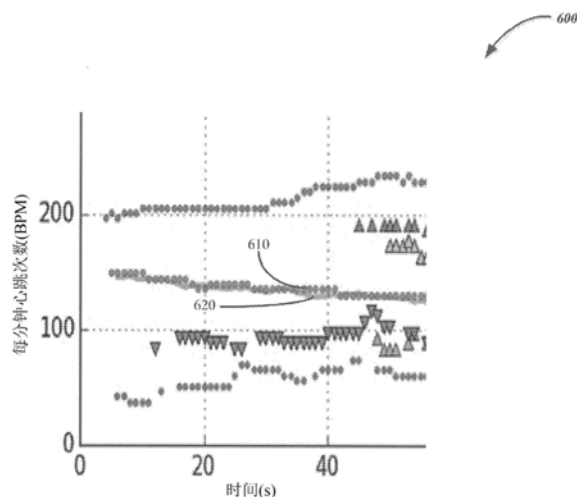
权利要求书3页 说明书11页 附图11页

(54)发明名称

通过跟踪光学信号频率分量来估计心率

(57)摘要

本发明呈现用于使用PG信号来估计用户的心率的方法、系统、计算机可读媒体和设备。在一些实施方案中,通过计算频域PG,识别所述频域PG中的一或多个特征,从所述一或多个特征选择合格特征,以及建构一或多个迹线来估计所述心率。在一些实施方案中,加速计信号可用于运动抵消来消除作为运动假影的迹线。



1. 一种估计用户的心率的方法,其包括:
获得容积描记图PG信号;
基于所述所获得的PG信号来计算频域PG;
从所述频域PG识别一或多个特征;
应用至少一个准则来从所述一或多个特征选择合格特征;
使用所述合格特征来建构频率与时间映射中的一或多个迹线,每一合格特征表示所述频率与时间映射中的位置,其中迹线包括相关位置群组;
从所述一或多个迹线选择一迹线作为所述心率在给定时间周期内的代表;以及
使用所述选定迹线来估计所述用户的所述心率。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述一或多个特征对应于一或多个峰值。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述基于所述所获得的PG信号来计算所述频域PG信号包括将快速傅里叶变换应用于所述所获得的PG信号。
4. 根据权利要求1所述的方法,其进一步包括:
基于所获得的ACL信号来计算频域加速计ACL信号;
从所述频域ACL信号识别一或多个ACL特征;
从来自所述频域ACL信号的所述一或多个ACL特征选择合格的ACL特征;
使用所述合格的ACL特征来建构所述频率与时间映射中的ACL迹线,每一合格的ACL特征表示所述频率与时间映射中的ACL位置,其中ACL迹线包括相关ACL位置群组;
至少部分地基于所述ACL迹线来确定是否消除一或多个PG迹线;以及
在确定应消除所述一或多个PG迹线后,即刻消除所述一或多个PG迹线。
5. 根据权利要求1所述的方法,其进一步包括:
维持一组作用中迹线,其中维持所述组作用中迹线包括从所述组作用中迹线去除迹线年龄比最大年龄老的任何迹线。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中所述建构一或多个迹线包括:
将合格特征添加到最近频率与所述合格特征的频率相差小于阈值差的任何迹线;以及
如果所述合格特征的频率与任何作用中迹线的所述最近频率相差超过阈值量,那么建构新的迹线。
7. 根据权利要求2所述的方法,其中所述至少一个准则包含峰值区的量值和宽度。
8. 根据权利要求1所述的方法,其进一步包括估计所述心率的质量量度。
9. 根据权利要求1所述的方法,其进一步包括基于先验信息来修改所述所估计的心率。
10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述先验信息包括特定人口统计的加速计功率和心率对的已知概率。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中在给定时间为所请求的时间估计所述心率,其中所述所请求的时间比所述给定时间早。
12. 根据权利要求4所述的方法,其中所述确定是否消除一或多个PG迹线包括:
如果ACL迹线与PG迹线之间的迹线间距离小于阈值距离,那么消除PG迹线。
13. 根据权利要求11所述的方法,其中为所请求的时间估计所述心率包括反向跟踪通过心率迹线到所请求的时间。
14. 一种移动装置,其包括:

- 传感器,其经配置以基于用户的条件产生容积描记图PG信号;
- 处理器,其经配置以:
- 基于所述所产生的PG信号来计算频域PG信号;
- 从所述频域PG信号识别一或多个特征;
- 应用至少一个准则来从所述一或多个特征选择合格特征;
- 使用所述合格特征来建构频率与时间映射中的一或多个迹线,所述合格特征表示所述频率与时间映射中的位置,其中迹线包括相关位置群组;
- 从所述一或多个迹线选择一迹线作为所述心率在给定时间周期内的代表;以及
- 使用所述选定迹线来估计所述用户的所述心率。
15. 根据权利要求14所述的移动装置,其中所述一或多个特征对应于一或多个峰值。
16. 根据权利要求14所述的移动装置
- 其中所述基于所述所产生的PG信号来计算所述频域PG信号包括将快速傅里叶变换应用于所述所产生的PG信号。
17. 根据权利要求14所述的移动装置,其进一步包括:
- 加速计,其经配置以基于所述用户的运动产生加速计ACL信号;
- 其中所述处理器进一步经配置以
- 基于所述所产生的ACL信号计算频域ACL信号;
- 从所述频域ACL信号识别一或多个ACL特征;
- 从来自所述频域ACL信号的所述一或多个ACL特征选择合格的ACL特征;
- 使用所述合格的ACL特征来建构所述频率与时间映射中的ACL迹线,每一合格的ACL特征表示所述频率与时间映射中的ACL位置,其中ACL迹线包括相关ACL位置群组;
- 至少部分地基于所述ACL迹线来确定是否消除一或多个PG迹线;以及
- 在确定应消除所述一或多个PG迹线后,即刻消除所述一或多个PG迹线。
18. 根据权利要求14所述的移动装置,其中所述处理器进一步经配置以维持一组作用中迹线,其中维持一组作用中迹线包括从所述组作用中迹线去除迹线年龄比最大年龄老的任何迹线。
19. 根据权利要求14所述的移动装置,其中所述建构一或多个迹线包括:
- 将合格特征添加到最近频率与所述合格特征的频率相差小于阈值差的任何迹线;以及
- 如果所述合格特征的频率与任何作用中迹线的所述最近频率相差超过阈值量,那么建构新的迹线。
20. 根据权利要求15所述的移动装置,其中所述至少一个准则包含峰值区的量值和宽度。
21. 根据权利要求14所述的移动装置,其中所述处理器进一步经配置以估计所述心率的质量量度。
22. 根据权利要求14所述的移动装置,其中所述处理器进一步经配置以基于先验信息来修改所述估计心率。
23. 根据权利要求22所述的移动装置,其中所述先验信息包括特定人口统计的加速计功率和心率对的已知概率。
24. 根据权利要求14所述的移动装置,其中所述处理器进一步经配置以在给定时间为

所请求的时间估计所述心率,其中所述所请求的时间比所述给定时间早。

25. 根据权利要求17所述的移动装置,其中所述确定是否消除一或多个PG迹线包括:
如果ACL迹线与PG迹线之间的迹线间距离小于阈值距离,那么消除PG迹线。

26. 一种设备,其包括:

用以基于用户的条件产生容积描记图PG信号的装置;

处理装置,其包括:

用以基于所述所产生的PG信号来计算频域PG信号的装置;

用以从所述频域PG信号识别一或多个特征的装置;

用以应用至少一个准则来从所述一或多个特征选择合格特征的装置;

用以使用所述合格特征来建构频率与时间映射中的一或多个迹线的装置,所述合格特征表示所述频率与时间映射中的位置,其中迹线包括相关位置群组;

用以从所述一或多个迹线选择一迹线作为所述心率在给定时间周期内的代表的装置;
以及

用以使用所述选定迹线来估计所述用户的所述心率的装置。

27. 根据权利要求26所述的设备,其进一步包括:

用以基于所述用户的运动来产生加速计ACL信号的装置;

其中所述处理装置进一步包括

用以基于所述所产生的ACL信号来计算频域ACL信号的装置;

用以从所述频域ACL信号识别一或多个ACL特征的装置;

用以从来自所述频域ACL信号的所述一或多个ACL特征选择合格的ACL特征的装置;

用以使用所述合格的ACL特征来建构所述频率与时间映射中的ACL迹线的装置,每一合格的ACL特征表示所述频率与时间映射中的ACL位置,其中ACL迹线包括相关ACL位置群组;

用以至少部分地基于所述ACL迹线来确定是否消除一或多个PG迹线的装置;以及

在确定应消除所述一或多个PG迹线后,用以即刻消除所述一或多个PG迹线的装置。

28. 根据权利要求26所述的设备,其中所述处理装置进一步包括用以基于先验信息来修改所述估计心率的装置。

29. 根据权利要求26所述的设备,其中所述处理装置进一步包括用以在给定时间为所请求的时间估计所述心率的装置,其中所述所请求的时间比所述给定时间早。

30. 一种上面存储有的指令的非暂时性计算机可读媒体,所述指令在由处理器执行时,实施包括以下各项的方法:

获得容积描记图PG信号;

基于所述所获得的PG信号来计算频域PG;

从所述频域PG识别一或多个特征;

应用至少一个准则来从所述一或多个特征选择合格特征;

使用所述合格特征来建构频率与时间映射中的一或多个迹线,每一合格特征表示所述频率与时间映射中的位置,其中迹线包括相关位置群组;

从所述一或多个迹线选择一迹线作为所述心率在给定时间周期内的代表;以及

使用所述选定迹线来估计所述用户的所述心率。

通过跟踪光学信号频率分量来估计心率

技术领域

[0001] 本发明的方面通常涉及使用信号来确定心率的系统和方法。

背景技术

[0002] 可利用用户的心率作为各种健康和健身尝试的输入。其可用以估计能量消耗,设定锻炼目标,确定压力,且估计健身等级。若干装置,其中可穿戴或便携式装置,用以使用光学信号来确定用户的心率。一些可穿戴装置并入有光学心率监视器,其不需要胸带。这些可穿戴装置可提供在各种条件下估计用户的心率的快速且容易的方法。

[0003] 可能对在各种模式下确定心率感兴趣。举例来说,可连续地确定心率,例如在锻炼期间;可在可穿戴装置开启时,在某一时间周期内或连续地在后台确定心率;以及可响应于特定单次用户请求来确定心率。

[0004] 在一个实例中,可从通过例如脉搏血氧定量计等传感器使用被称作光电容积图(PPG)的技术测得的光学信号估计心率。在其它实例中,代替脉搏血氧定量计或除脉搏血氧定量计之外,可使用LED与光电二极管的组合。通过大多数方法的心率估计可经受来自各种来源的噪声。举例来说,运动使光学信号的质量严重降级,从而在用户不是大体上静止时,导致不准确的心率估计。

发明内容

[0005] 在此,描述用于估计用户的心率的系统和方法的一些实施方案。此类方法可包含获得容积描记图(PG)信号。在一些实施方案中,可从附接到或在可穿戴或移动电子装置附近的传感器获得PG信号。在一个实例中,所述传感器可为脉搏血氧定量计。所述方法还可包含基于获得的PG信号来计算频域PG信号。另外,所述方法可包括:从频域PG识别一或多个特征;应用至少一个准则来从所述一或多个特征选择合格特征;以及使用所述合格特征来建构频率与时间映射中的一或多个迹线。所述合格特征可表示频率与时间映射中的位置。换句话说,合格特征可表示一组时戳和频率值。PG迹线可包括对应于合格特征的此类相关位置群组。所述方法可进一步包含从所述一或多个PG迹线选择一PG迹线,作为给定时间周期内的心率的代表。所述选定PG迹线可用于估计用户的心率。

[0006] 在一个实例中,所述一或多个特征可对应于频域PG中的一或多个峰值。在其它实例中,可使用来自频域PG的其它特征,例如宽度、面积和其它图形特征。

[0007] 在一些实施方案中,基于获得的PG信号来计算频域PG信号可包括将快速傅里叶变换应用于所获得的PG信号。在一些实施方案中,频域PG信号可包括PG信号的功率谱。在实施方案中,计算频域PG信号可包括应用各种类型的傅里叶变换,例如离散时间傅里叶变换。

[0008] 在一些实施方案中,所述估计心率的系统和方法可包含基于所获得的加速计(ACL)信号来计算频域ACL信号。可从传感器(例如位于可穿戴或移动电子装置上或接近于可穿戴或移动电子装置的加速计)获得ACL信号。所述方法可包括:从频域ACL信号识别一或多个ACL特征;从来自所述频域ACL信号的所述一或多个ACL特征选择合格的ACL特征;以及

使用所述合格的ACL特征来建构频率与时间映射中的ACL迹线。每一合格的ACL特征可表示频率与时间映射中的ACL位置。ACL迹线可包括相关ACL位置群组。所述方法可另外包含至少部分地基于所述ACL迹线来确定是否消除一或多个PG迹线。在一些实施方案中,ACL迹线可用于将物理移动和运动假影从心率区分开。在一些实施方案中,在确定应消除所述一或多个PG迹线后,可即刻消除一或多个PG迹线。接着可基于其余PG迹线来估计心率。

[0009] 在一些实施方案中,确定是否消除一或多个PG迹线可包括在ACL迹线与PG迹线之间的迹线间距离小于阈值距离的情况下,消除PG迹线。

[0010] 在一些实施方案中,所述系统和方法可包含维持一组作用中迹线。此维持一组作用中迹线可包括将具有比最大年龄老的迹线年龄的任何迹线从所述组作用中迹线去除。所述迹线年龄可为迹线中的当前时戳与前一时戳之间的差。

[0011] 在一些实施方案中,建构一或多个迹线可包括将合格特征添加到最近频率与合格特征的频率相差小于阈值差异的任何迹线。在一些实施方案中,如果合格特征的频率与所述迹线的最近频率相差超过阈值量,那么可建构新迹线。

[0012] 根据一些方面,从一或多个特征选择合格特征的至少一个准则可包含峰值区的量值和宽度。所述峰值区可指可由某些特性识别的峰值周围的区域。

[0013] 在一些实施方案中,所述系统和方法可进一步包括估计心率的质量量度。所述质量量度可指示所估计的心率的可靠性或准确性值。

[0014] 在一些实施方案中,所述系统和方法可进一步包括基于先验信息来修改所估计的心率。举例来说,在一些实施方案中,此类先验信息可包括特定人口统计的加速计功率和心率对的已知概率。

[0015] 在一些实施方案中,可在给定时间为所请求的时间估计心率。在一些实施方案中,所述所请求的时间可比给定时间早。在一些实施方案中,为所请求的时间估计心率可包括反向跟踪通过心率迹线到所请求的时间。

附图说明

[0016] 以实例的方式说明本发明的方面。在附图中,相同参考编号指示类似元件,且:

[0017] 图1说明用户使用实施方案来监视她的心率的简化图;

[0018] 图2说明依据时间的实例PG信号;

[0019] 图3说明根据一实施方案从一时刻中的一组峰值识别合格峰值的实例;

[0020] 图4说明根据一实施方案从合格峰值建立频率与时间曲线图中的迹线的实例;

[0021] 图5说明根据一实施方案的在给定时间一组作用中迹线的实例;

[0022] 图6是根据一实施方案的使用迹线的随时间心率估计的实例,叠加使用胸带的测得心率;

[0023] 图7说明根据一实施方案的用于估计用户的心率的示范性过程;

[0024] 图8说明根据一实施方案的可与估计用户的心率结合使用的运动抵消的示范性过程;

[0025] 图9说明根据一实施方案的用于基于先验信息来修改心率估计的示范性过程;

[0026] 图10说明根据一实施方案的用于在给定时间为所请求的时间估计心率的示范性过程;

[0027] 图11示出根据一实施方案的实例装置。

具体实施方式

[0028] 下文提供了本发明的某些方面和实施方案。如所属领域的技术人员将明白,这些方面和实施方案中的一些可独立地应用并且它们中的一些可组合应用。在以下描述中,出于阐释的目的,陈述特定细节以便提供对本发明的实施方案的透彻理解。然而,将明白,可在无这些特定细节的情况下实践各种实施方案。图式和描述无意为限制性的。

[0029] 以下描述仅提供示范性实施方案,且无意限制本发明的范围、适用性或配置。实际上,示范性实施方案的以下描述将为所属领域的技术人员提供用于实施示范性实施方案的启发性描述。应理解,在不脱离如在所附权利要求书中所陈述的本发明的精神和范围的情况下,可对元件的功能和布置进行各种改变。

[0030] 在以下描述中给出特定细节以提供对实施方案的透彻理解。然而,所属领域的一般技术人员将理解,可在没有这些具体细节的情况下实践所述实施方案。举例来说,电路、系统、网络、过程和其它组成部分可以框图形式展示为组成部分,以免以不必要的细节混淆实施方案。在其它情况下,可在没有不必要的细节的情况下示出众所周知的电路、过程、算法、结构以及技术以便避免混淆实施方案。

[0031] 并且,应注意,个别实施方案可描述为经描绘为流程图、作业图、数据流图、结构图或框图的过程。尽管流程图可将操作描述为循序过程,但许多操作可并行或同时执行。另外,可重新布置操作的顺序。过程在其操作完成时终止,但可具有不包含在图中的额外步骤。过程可对应于方法、函数、程序、子例程、子程序等。当过程对应于函数时,过程的终止可对应于函数返回到调用函数或主函数。

[0032] 术语“计算机可读媒体”包含但不限于便携式或非便携式存储装置、光学存储装置以及能够存储、包含或运载指令和/或数据的各种其它媒体。计算机可读媒体可能包含非暂时性媒体,在非暂时性媒体中可以存储数据,并且非暂时性媒体并不包含无线地或在有线连接上传播的载波和/或暂时性电子信号。非暂时性媒体的实例可包含(但不限于)磁盘或磁带、光学存储媒体,例如光盘(CD)或数字通用光盘(DVD)、快闪存储器、存储器或存储器装置。计算机可读媒体可具有存储在其上的可表示过程、函数、子程序、程序、例程、子例程、模块、软件包、类别的代码和/或机器可执行指令,或指令、数据结构或程序语句的任何组合。代码段可通过传递和/或接收信息、数据、自变量、参数或存储器内容而耦合到另一代码段或硬件电路。信息、自变量、参数、数据等可经由包含存储器共享、消息传递、令牌传递、网络传输或类似物的任何合适的手段传递、转发或传输。

[0033] 此外,实施方案可由硬件、软件、固件、中间件、微码、硬件描述语言或其任何组合来实施。当以软件、固件、中间件或微码实施时,用以执行必要任务的程序代码或代码段(例如,计算机程序产品)可存储在计算机可读或机器可读媒体中。处理器可执行必要任务。

[0034] 用户可在至少三种情形中从移动或可佩戴装置请求心率估计:(1)在用户接近地监视速率时,在锻炼周期期间连续地;(2)在后台悄悄地,以稍后审阅并计算总结统计;(3)作为所关注的时间的单次请求。

[0035] 图1是用户100使用根据一实施方案的可佩戴装置120来监视她的心率(例如在活动之后)的图解。用户100的心率以她的血流或脉搏反映,且通过血管(例如血管110),传送

到她的身体的接近可佩戴装置120的区域。

[0036] 可佩戴装置120可使用例如光学信号来估计用户的心率。在此类方法中,光从可佩戴装置120中非常接近于用户皮肤的传感器中的LED发出,例如在图1中的用户手腕上。在其它实例中,所述传感器可接近于用户的手指或其它区域。光在进入用户的身体之后散射(或部分反射)。散射的光由光电传感器或所述传感器中的光电二极管检测,其测量散射的光的强度。在实施方案中,所述传感器可为可基于氧吸收率测量结果的脉搏血氧定量计。

[0037] 所述光中的一些可通过传感器与用户的皮肤之间的物理物体散射;所述光中的一些可通过用户的皮肤的表面散射;以及所述光中的一些可通过就在用户皮肤的表面下面的层(包括血管)散射。具有血流的层所散射的光可对心率测量结果最有效,因为此类层的特性随着用户的脉搏而改变。因此,来自这些层的散射光的特性包含指示用户的脉搏或心率的特性。

[0038] 然而,散射光可很大程度上受用户的移动影响。举例来说,如果用户正弯曲她的手指,那么即使轻度的肌肉收缩和肌腱移动也可足以影响散射光。为了准确地估计用户的心率,可需要将此类运动假影和其它噪声从散射光滤除。散射光的特性也可基于例如肤色等若干特性而在人与人之间不同。因此,形成到所述传感器以用于心率估计的输入信号的散射光可包含不表示用户的心率的噪声。

[0039] 一般来说,差信噪比可至少起因于:来自一些个人的低质量心率信号,归因于其生理(深色皮肤、白皙皮肤、纹身、头发、手腕的血管形成)、传感器与用户的皮肤之间的差机械耦合(所述传感器可距皮肤多近)、因肌肉收缩而导致的用户内部组织的移动,或来自用户的活动或交通工具(例如当用户在汽车或自行车上时)的较高等级的运动。心率通常以每分钟心跳次数(BPM)来报告其,其可通过除以60转换为赫兹(Hz)。信号的频率可例如以BPM表达。

[0040] 尽管在说明书中参考散射光(血管容积图或PPG)来阐述,但可结合其它光学或非光学信号来使用相同或类似技术。举例来说,不同种类的容积描记图(PG)(测量身体部位的容积)信号,例如血管容积图(PPG)或电感容积描记图,可用作所描述的方法和装置的输入信号。

[0041] 在一些实例中,可佩戴装置120还可包含加速计。所述加速计可检测和测量可佩戴装置120的加速度,并将加速计输入提供到可佩戴装置120。所述加速计可用以测量可佩戴装置120的加速度。在实施方案中,所述加速计可包含单轴或多轴加速计,且可用以检测测得加速度的量值和方向作为向量数量。

[0042] 图2是依据时间的所获得PG信号的实例。根据实施方案,可通过移动装置获得PG信号200,且用于心率估计。PG信号200可表示如由可佩戴装置120中的传感器接收。可从PG信号200提取一或多个时刻210。两个时刻可重叠,例如两个10秒时刻,其偏移了一秒,重叠了9秒。从PG信号提取的每一时刻可作为块或单元来处理。举例来说,可通过反复地使后续时刻的开始时间前进1秒,来循序地从所获得的PG信号提取两个或更多个时刻。

[0043] 接着可从每一时刻的PG信号计算频域PG。举例来说,针对每一时刻,可对PG信号执行快速傅里叶变换(FFT),或其它傅里叶变换,或其它频域变换。在使用频域曲线图的映射的视觉表示中,信号强度(例如FFT的信号或系数的振幅或功率)可表达为存在于信号中的各种频率的函数。

[0044] 图3说明从频域PG识别一或多个特征的实例。在图3中所示的实例中,识别一或多个合格峰值。在其它实例中,可识别其它特征,例如合格谷值或谷线、宽度、局部极大值、阈值等。图3说明曲线图300,其中Y轴表示相对FFT值(指示信号强度),且X轴是以BPM表达的频率。曲线图300中的峰值310,由椭圆形指示,已经被识别为合格峰值;另一方面,峰值330尚未被识别为合格峰值。

[0045] 如图3中所示,可将各种准则应用于曲线图300,以识别峰值,且进一步识别合格峰值。曲线图300中的峰值可表示频域中的局部最大值。在曲线图300中,峰值是峰值310和330。由三角形表示的点320是在此处相对振幅已降低某一百分比(在所述实例中,降低超过一半)的点。

[0046] 若干准则或选择测试可单独或组合使用,来从所述峰值识别合格峰值。举例来说,为了成为合格峰值,峰值的振幅与功率谱的最大振幅的比率可能必须超过某一阈值。此测试可滤除可能是噪声的低振幅频率。为了成为合格峰值,峰值的半功带宽可必须小于阈值。换句话说,可滤除非常宽的峰值。为了成为合格峰值,峰值的频率可必须处于某一区间内。举例来说,为了成为合格峰值,所述峰值可必须处于40到250BPM的范围内,因为此范围之外的频率将可能不表示人体心率,至少在其中可能使用实施方案的情境中。

[0047] 在不同实施方案中可使用其它准则。在一些实施方案中,如果邻近峰值满足某些准则,那么可组合邻近峰值。举例来说,频率和/或振幅中靠近在一起的峰值可组合为一个峰值。尽管针对频域PG的实例来说明,但结合图3阐述的方法可用以识别其它频域信号(例如频域加速计信号)中的峰值和合格峰值。例如在下文描述的方法中,加速计信号可与PG信号结合使用来进行运动抵消。

[0048] 返回到图3,峰值310是已通过了所述实施方案中所使用的所有准则的合格峰值。另一方面,峰值330尚未通过一或多个检核准则,且因此尚未被选为合格峰值。峰值可由至少一对值表征:振幅(或功率)和频率。所述频率可例如以BPM、Hz或FFT仓数目来表达。每一合格峰值可被指派一时戳。所述时戳可表示正处理的时刻的时间。

[0049] 合格峰值可用以形成BPM与时间曲线图中的迹线曲线图。所述迹线曲线图是有助于视觉说明关系的频率与时间映射的一个实例。图4是使用频域PG 400来形成时刻 $t=14s$ 的迹线曲线图450的实例的说明。在频域PG 400中,已使用圆和其它曲线图符号来识别了合格峰值。峰值410是通过所有检核准则的合格峰值的实例。迹线曲线图450中的每个曲线图符号(例如三角形、正方形、圆形),下文被称作“位置”,表示一合格峰值,且每个时刻添加一组合格峰值。尽管在视觉表示中表示为“点”或位置,但在概念上,图4中的点是指对应于峰值的频率时间对。如图4中所示, $t=14s$ 处的迹线曲线图450包含从 $t=1s$ 到 $t=14s$ 的所有后续时刻的合格峰值。

[0050] 迹线曲线图450中与峰值410的对应点是点410'。与峰值410相关联的频率是以BPM表达的线420。线420'表示迹线曲线图450中的相同频率。尽管未在迹线曲线图450中表达,但点410'也具有相关联的相对FFT值,其为曲线图400中的Y轴值。可例如通过使FFT振幅除以针对所有时刻在频域PG中碰到的最大FFT振幅来获得相对FFT值。

[0051] 在迹线曲线图450中,当获得来自新时刻的数据时,将位置分组在一起,以建立或建构“迹线”。通过识别可表示随时间接近相关的峰值的位置来建构迹线。举例来说,在不同时刻以大致相同的频率出现的峰值可具有相同起因,且可形成迹线曲线图450中的迹线。在

迹线曲线图450中,此类迹线的一个实例是迹线460。

[0052] 在迹线曲线图450中,可使用若干准则来决定位置必须属于哪一或哪些迹线,是否开始新的迹线。换句话说,可使用若干准则来确定位置是否与时间上较早的其它位置有关。每一迹线可捕获位置(表示合格峰值)在当时的一个可能过去历史。尽管每一迹线在每一时刻可含有至多一个位置,但针对每一时刻,给定位置可属于多于一个迹线,表示所述位置的多于一个可能历史。迹线可在时间上含有间隙。因此,对于迹线曲线图450中的每一时间值,给定迹线可不含有或含有一个位置。

[0053] 在一个实施方案中,为了从曲线图400形成迹线曲线图450,以相对FFT值的递减次序来处理合格峰值。将对应于合格峰值的位置添加到最近频率与合格峰值的频率相差小于最高频率差 D_{MAX} 的任何迹线。如果峰值不比 D_{MAX} 更接近任何作用中迹线,那么所述合格峰值可变为新作用中迹线中的位置。

[0054] 在任何给定时间,可维持一组作用中迹线。当接收到用于新时刻的数据时,可更新所述组作用中迹线。当时间前进一个单位时,可通过(a)从所述组作用中迹线去除迹线年龄比指定最大年龄 A_{MAX} 老的任何迹线;和/或(b)去除最近历史与长得多的迹线的最近历史一致的短迹线,来精简先前组的迹线。可继续维持长迹线。所述迹线年龄可为迹线中的当前时戳与前一时戳之间的差。

[0055] 图5包含表500,其为在给定时间(在所述实例中, $t=14s$)维持的一组实例作用中迹线。在所述实例中,维持十个作用中迹线,包含与每一迹线的长度有关的信息、每一迹线的迹线平均振幅,以及(如果存在的话)已选择哪一迹线作为心率的代表。迹线平均振幅可表示迹线的数目 N 个最近峰值的平均振幅。 N 可表示可基于条件来调整的阈值。可以若干方式来计算迹线平均振幅,例如通过移动窗平均或通过使用数字低通滤波器。在表500中,以任意单位来指示迹线平均振幅。

[0056] 在表500中所示的实例中,已将对应于来自图4的迹线460的迹线3选择为心率的代表。选择迹线作为心率的代表可基于若干准则来进行。举例来说,可丢弃沿时间轴的极短迹线。看起来随时间的推移而合并的两个或更多个迹线可彼此组合。可允许迹线在时间上具有小间隙。在小时间间隔之后,迹线的建构可恢复。然而,如果间隙非常大,那么新迹线的建构可开始。

[0057] 可根据各种准则(例如,其长度或其平均振幅)来定其余精简组的迹线的等级,且可选择最高分级迹线作为心率的代表。在其它实施方案中,可基于若干准则,从精简迹线列表选择迹线作为心率的代表。举例来说,具有较高平均迹线振幅的迹线可为优选的;较长迹线可比较短迹线优选;且具有较少或不具有时间间隙的迹线可比具有较长间隙的迹线优选。其它迹线可作为噪声、和声或运动假影而丢弃。

[0058] 明确地说,在一些实例中,可通过以下步骤来精简所述组迹线:(a)排除具有少于 L_{MIN} 时间单位的任何迹线(前提是算法已运行了大于 L_{MIN} 个时间单位);(b)保持具有最大迹线平均振幅的某一数目的迹线。对于最近样本,可例如通过有限脉冲响应(FIR)或无限脉冲响应(IIR)滤波器,来较重地加权迹线平均幅值。可通过可将此类特征视为迹线长度(以时间单位计)、迹线中的峰值振幅时间系列的统计、迹线中的时间间隙的数目、其它迹线的数目等等的经训练的分类器来对其余迹线进行评分。可使用机器学习技术来训练分类器。可基于具有最高分类器得分的迹线中的最终峰值的频率来报告原始心率。在一些实施例中,

在报告原始心率之前,可进一步使其平滑并对其进行滤波。在一些情况下,可在精简过程中消除所有作用中迹线,不留下迹线作为心率的代表。在此类情形中,可得出心率未知的结论。

[0059] 图6是根据一实施方案的随时间的实例迹线曲线图600。迹线曲线图600示出用于PG信号的迹线计算机的实例,且已根据上文所述的方法建立。在图6中所示的时刻,已选择迹线610作为心率的代表。线620表示如由带扣在用户的胸腔周围的消费者级胸腔带测量的真实心率。从迹线曲线图600,明白迹线610非常准确地跟踪实际心率。

[0060] 在一些实施方案中,可通过运动抵消来将来自运动的假影与来自用户的心率的信号区分开。在这些实施方案中,可为PG信号和加速计(ACL)信号独立执行迹线处理。运动抵消可基于一般原理,即靠近PG传感器定位或机械耦合到PG传感器的加速计或包括PG传感器的装置可测量PG传感器的移动。

[0061] 在此类实施方案中,每一迹线可表达为迹线中的每一位置的时间、频率和振幅的经排序三元组的向量。举例来说,每一位置的时间可以秒、BPM中的频率以及相对(无量纲)单位的振幅来表达。使用每一可采纳对的ACL和PG迹线(向量),可计算迹线间距离,例如作为所述距离的均方根、绝对均值或其它量度。可在包含于ACL和PG迹线两者中的时间子集内,从所述迹线的经排序的三元组计算此迹线间距离。如果ACL迹线与PG迹线之间的迹线间距离小于阈值最小距离 D_{MIN} ,那么可将PG迹线作为“运动假影”丢弃。留存下来的PG迹线可用于估计心率。

[0062] 在实施方案中,为了避免过量的计算,通过仅保持具有大于阈值的平均振幅的ACL迹线的子集,加速计量值迹线的数目与PG迹线相比可受限。类似地,所保持的最大迹线历史可限于最近位置区段。

[0063] 在一些实施方案中,可连同或结合心率估计来提供质量量度。所述质量量度可提供所报告的心率的可靠性和/或准确性的指示。在实施方案中,可基于用于使用例如上文所描述的方法的方法来估计心率的迹线的特性来计算此质量量度。所述质量量度可例如用以确定是否应向用户显示心率估计。如果所述质量量度指示心率估计不可靠,那么可不向用户显示此心率,或以其它方式向用户提供此心率。

[0064] 在一些实施方案中,质量量度可线性或非线性地组合从与PG信号有关的迹线曲线图和信息获得的若干分量。举例来说,所述质量量度可并入有以下各项中的一或多个:留存下来的迹线在心率估计的时刻的和声关系的度量;选择作为心率的代表的迹线的“平滑度”的全局度量(例如通过查看第二差、总变化或差的过零点的数目来估计);迹线长度;以及选择作为心率的代表的迹线中的平均信号强度(例如功率)。

[0065] 图7说明根据一实施方案的用于估计用户的心率的示范性过程700。在框710处,过程700包含获得容积描记图(PG)信号。在一个实例中,PG信号可为血管容积图(PPG),但PG信号的其它实例可包含电感体积描记法等。在PPG的情况下,光信号可由传感器中或接近于传感器的LED产生,且可从用户的皮肤或皮下组织或其它身体部位散射或部分反射。散射的光可由PG传感器获得。PG传感器可例如由可检测光的光电二极管组成。

[0066] 在框720处,过程700包含基于所获得的PG信号来计算频域容积描记图(PG)。可使用若干方法来将PG信号转换到频域,例如傅里叶变换、快速傅里叶变换(FFT)、小波变换等。在频域PG中,PG信号的信号强度(例如功率、振幅、FFT系数)可表达为频率的函数。所述计算

可由位于装置中的一或多个处理器执行。在实施方案中,所述处理器可为位于装置中的心率引擎的一部分。

[0067] 在框730处,过程700包含从频域PG识别一或多个特征。在实施方案中,可从频域PG识别峰值或峰值区。在此类实施方案中,可使用各种准则来识别峰值。举例来说,峰值可表示信号振幅的局部最大值。可使用装置中的一或多个处理器来识别所述一或多个特征。在一些实施方案中,所述处理器可为位于装置中的心率引擎的一部分。

[0068] 在框740处,过程700包含应用至少一个准则来从所述一或多个特征选择合格特征。在实施方案中,准则的应用以及合格特征的选择可由位于心率引擎中的峰值选择器引擎执行。上方已阐述了可用以选择合格特征(例如合格峰值)的准则的实例。

[0069] 在框750处,过程700包含建构频率与时间映射中的一或多个迹线,其中迹线包括相关位置群组。在实施方案中,位置可表示特征。上文参考迹线曲线图来描述建构频率与时间曲线图的实例。在实施方案中,建构迹线可包含:将合格特征添加到最近频率与合格特征的频率相差小于阈值差的任何迹线;以及在合格特征的频率与所述迹线的最近频率相差超过阈值量的情况下,建构新的迹线。在实施方案中,频率与时间映射可由位于心率引擎中的迹线建立器引擎来建构。

[0070] 在框760处,过程700包含从频率与时间映射中的一或多个迹线选择一迹线,作为心率在给定时间周期内的代表。在任何给定时间,可维持作用中迹线的列表。从作用中迹线的列表选择一迹线的过程可涉及基于若干准则来精简所述列表。上方已阐述了此类准则的实例。在实施方案中,图8的程序800可用以消除零或零个以上迹线。在实施方案中,作为心率的代表的迹线的选择可由位于心率引擎中的迹线选择器引擎执行。

[0071] 在框770处,过程700包含使用选定迹线来估计用户的心率。在图7中未描绘的一些实施方案中,不选择迹线来作为心率指示。在此类实施方案中,过程700可包含传送无法估计用户的心率的信息。在实施方案中,过程700可包含维持一组作用中迹线,其中维持所述组作用中迹线包括从所述组作用中迹线去除迹线年龄比最大年龄老的任何迹线。

[0072] 图8说明根据另一实施方案的用于在估计用户的心率的过程中基于运动抵消来消除一或多个PG迹线的示范性过程800。在实施方案中,程序800可与过程700结合使用,例如在框760处,以确定是否消除迹线。在框810处,过程800包含基于所获得的频域加速计(ACL)信号来计算ACL信号。在实施方案中,ACL可定位于接近于PG传感器,且安装成使得ACL传感器与PG传感器之间不存在相对运动。ACL受导致PG信号中的噪声的移动影响,且大体上测量所述移动。此类ACL读数可用以识别频率与时间映射中的运动假影,且消除所述运动假影。

[0073] 在框820处,过程800包含从频域ACL信号识别一或多个ACL特征。在一些实施方案中,所述特征可为频域ACL中的峰值。在框830处,过程800包含从来自频域ACL信号的一或多个ACL特征选择合格的ACL特征。所述选择可基于类似于上文参考频域PG论述的准则的一或多个准则。在框840处,过程800可包含使用合格的ACL特征来建构频率与时间映射中的ACL迹线,每一合格的ACL特征表示频率与时间映射中的ACL位置,其中ACL迹线包括相关ACL位置群组。在一些实施方案中,可在与PG迹线相同的曲线图中建构此类ACL迹线;在其它实施方案中,可建构单独的ACL迹线曲线图。

[0074] 在框850处,过程800可包含至少部分地基于ACL迹线来确定是否消除一或多个PG迹线。可例如如上文所描述通过使用ACL和PG迹线向量来作出此确定。在框860处,过程800

包含在确定应消除一或多个PG迹线后,即刻消除所述一或多个PG迹线。过程800中的一或多个步骤可由心率引擎的组件进行。

[0075] 在一些实施方案中,可将一或多个增强或特征添加到上文所述的方法。举例来说,因为类似心率的周期性信号在基频及其积分倍数具有频谱峰值,所以可通过检查候选迹线之间的和声关系且针对最终心率估计,且选择对应于基本心率频率的一个和声关系来扩增迹线选择。

[0076] 此外,可为不同类型的心率请求(来自用户或来自装置)定制心率估计。举例来说,在“单次”心率请求中,可仅在质量因子超过严格阈值时才报告心率。这是因为在单次请求中,用户可能对他或她的心率的准确估计感兴趣。另一方面,当用户请求连续监视心率时,例如在锻炼期间,可将较多优先权放置在通过时间的估计的可用性上,而不是心率的一个任何单一测量结果上。

[0077] 在一些实施方案中,可使用“自动切换”机制。在自动切换机制下,对心率的质量的约束可开始变得严格。举例来说,对于心率的第一估计,对质量的约束可较高,使得心率的第一估计高度准确。随后,对质量的约束可放松,使得用于连续监视的心率的可用性较高。在一些实施方案中,初始准确估计的心率可用作后续心率测量的向导。

[0078] 在实施方案中,可使用额外信息或先前已知信息,或原本已知的信息(本文称为“先验信息”)来改进心率估计。在某些条件下,例如低信号条件或高噪声条件,心率可能难以与其它噪声来源区分开。在这些情境中,可使用先验信息来扩增或改进心率估计。先验信息还可包含在进行心率的估计之前搜集的可用以改进估计的知识。

[0079] 举例来说,先验信息可包含一般信息,例如人口的给定区段的静止心率将在某一范围内的概率。可针对各个区段(例如健康的人),且基于年龄、性别和其它人口统计信息来计算所述概率。先验信息还可包含特定针对先前可能已测量或估计的特定用户的信息。举例来说,对于可佩戴装置的用户,先验信息可指示用户的静止基线心率在80BPM附近的范围内。

[0080] 先验信息的其它实例可包含:人口的一区段或若干区段的静止心率的已知概率;人口的移动与心率之间的相关的已知概率(例如加速计读数与对应心率的通过对);基于先前保存的先前心率估计期间(两者均为静止)和活动期间的加速计读数与心率的良好质量对来估计的用户心率的概率;基于心率的动态模型与保存的良好质量“三元组”(加速计读数、心率和活动时间)所建立的活动来估计的活动周期之后的用户心率的概率;在最近过去期间,通过递归地计算均值或中值心率(任选地由质量加权)来估计的用户心率的估计概率。可使用其它方法和传感器来估计活动,代替或结合先验信息的捕获期间的加速计读取。

[0081] 可以各种方式使用先验信息。在一个实施方案中,如果质量估计显示当前心率估计中的低置信度,那么可使用先验信息来修改(通过调整或混合或其它手段)心率。举例来说,当所估计的心率不切实际地变化(其可在存在高噪声时发生)时,所估计的心率可增加或减小,以使所述估计在基于先验信息的期望值内。与先验信息的混合量可取决于所估计心率的质量。举例来说,在估计过程的低质量部分期间,可应用较多平滑,且在估计的高质量部分期间,应用较少平滑。在其它实施方案中,所估计的心率可限于基于先验信息设定的边界内。举例来说,可将心率限制为当前心率估计将高于用户的静止心率,或用户的基于活动的预期心率,如由加速计读数与心率的组合的先前估计所确定。

[0082] 图9说明根据一实施方案的用于基于先验信息来修改心率估计的示范性过程900。在框910处,程序900包含例如通过使用过程700,基于测得的PG信号来估计心率。在框920处,过程900包含基于先验信息来修改所估计的心率。所估计心率的修改可包含:将先验信息与所估计的心率混合;基于先验信息来设置对所述心率的限制,或两者的组合。在框930处,过程900包含输出经修改的心率。在实施方案中,过程900可由装置上的心率引擎中的智能估计器引擎执行。

[0083] 在其中用户对心率作出单次请求(例如在重锻炼之后)的实施方案中,心率估计可能不可用,直到各种测量和计算完成为止。此请求可由到可佩戴装置中的用户输入作出,例如通过按压按钮,或激活可佩戴装置上的应用程序中的特征。在一些情况下,心率估计可仅在从请求时间开始若干秒之后可用。可将估计本身确定为可靠的,以仅在请求之后若干秒报告,且所报告的心率可指所述请求之后若干秒的心率。然而,到这时,心率可改变,有时大幅度改变。举例来说,仅在锻炼之后,所报告的心率可能不是请求时的心率,因为心率在介入时间期间恢复。

[0084] 在一些实施方案中,心率可在时间上向后投影到作出单次请求的时间。举例来说,在其中使用上文所描述的方法的实施方案中,即当使用迹线来估计心率时,向后投影可涉及向后跟踪通过心率迹线到所请求的时间。当使用估计心率的其它方法时,可使用与先前心率估计的历史的配合来提取时间上向后的趋势。在实施方案中,可提供心率的两个输出:输出时的心率的一个估计,以及指代请求时间的心率的一个估计。第一请求时的心率估计是在初始请求之后报告的单个值。

[0085] 图10说明根据一实施方案的用于在给定时间为所请求的时间估计心率的示范性过程1000。在框1010处,过程1000包含接收心率请求。在框1020处,过程1000包含在给定时间为给定时间估计心率。换句话说,所述心率可对应于给定时间的心率。在框1030处,过程1000包含在给定时间为所请求的时间估计所述心率。这可涉及将心率向后投影到所请求的时间。在框1040处,过程1000包含提供对应于给定时间、所请求的时间或这两者的所估计心率作为输出。

[0086] 图11示出根据一实施方案的实例计算机系统或装置1100。计算机系统或装置的实例包含桌上型计算机、膝上型计算机、平板计算机、个人数据助理、智能电话、可穿戴心率估计器或监视器,和/或任何其它类型的经配置以用于执行计算的专用机器。

[0087] 如图11中所示,装置1100包含一或多个硬件元件。所述硬件元件可包含:具有一或多个处理器1110的处理单元,包含(不限于)一或多个通用处理器和/或一或多个专用处理器(例如数字信号处理芯片、图形加速处理器和/或类似者);一或多个输入装置1140,其可包含(不限于)麦克风1120遥控器、鼠标、键盘和/或类似者;以及一或多个输出装置,其可包含(不限于)显示器1130、扬声器1150,或未图示的其它输出装置(例如呈现装置、打印机和/或类似者)。

[0088] 装置1100可进一步包含以下各项(和/或与以下各项通信):非暂时性存储器1160,其可包括(不限于)本地和/或网络可存取的存储装置,和/或可包含(不限于)磁盘驱动器、驱动阵列、光学存储装置、固态存储装置(例如随机存取存储器)和/或只读存储器,其可为可编程的、可快闪更新的和/或类似者。此类存储器可经配置以实施任何适当的数据存储装置,包含(不限于)各种文件系统、数据库结构和/或类似物。

[0089] 装置1100还可包含通信系统1170,其可包含(不限于)调制解调器、网卡(无线和/或有线)、红外通信装置、无线通信装置和/或芯片组,例如蓝牙装置、402.11装置、WiFi装置、WiMax装置、蜂窝式通信设施,例如GSM(全球移动通信系统)、W-CDMA(宽带码分多址)、LTE(长期演进)等,和/或类似者。通信系统1170可准许与网络(如作为一个实例,下文所描述的网络)、其它计算机系统和/或本文中所描述的任何其它装置交换数据。在许多实例中,装置1100可进一步包含工作存储器,其可包含随机存取存储器和/或只读存储器装置,如上文所描述。

[0090] 装置1100还可包括位于工作存储器内的软件元件,包含操作系统、装置驱动器、可执行库和/或其它代码,例如一或多个应用程序,其可包括由各种实例提供的计算机程序,和/或可设计成实施方法,和/或配置系统,由其它实例提供,如本文所述。举例来说,相对于上文所论述的方法而描述的一或多个程序,和/或系统组件可实施为可由计算机(和/或计算机内的处理器)执行的代码和/或指令;在一方面,接着,可使用此类代码和/或指令来配置和/或调适通用计算机(或其它装置)来根据所描述的方法执行一或多个操作。

[0091] 如图11中所示,装置1100包含传感器套件1180。传感器套件1180可包括根据本发明的原理操作的加速计1181。加速计1181可定位成物理接近传感器套件1180中的其它传感器,且安装成与PG传感器(包含PG传感器1185)成刚性关系。在一个实例中,PG传感器1185可包括PG传感器,例如脉搏血氧定量计。在实施方案中,PG传感器1185可包括一或多个光源(例如LED),以及一或多个光检测器(例如光电检测器)。PG传感器1185可经配置以接收PG信号。传感器套件1180可包含其它传感器,包含(但不限于)陀螺仪1182、心电图记法传感器1183和环境传感器1184。

[0092] 如图11中所示,装置1100包含心率引擎1190。心率引擎1190可包含一或多个处理器,以及存储在非暂时性计算机可读存储媒体中的指令。心率引擎1190可包含特征选择器引擎1191,其经配置以从频域PG信号(例如,由PG传感器1185捕获的PG信号)选择合格特征。心率引擎1190可进一步包含迹线建立器引擎1192,其经配置以根据本发明建立频率与时间曲线图或迹线曲线图。心率引擎1190还可包含迹线选择器引擎1193,其经配置以选择迹线作为心率的代表。

[0093] 在所描绘的实施方案中,心率引擎1190还可包含质量量度估计器引擎1194;智能估计器引擎1195,其可经配置以存储先验信息并使用先验信息来估计心率;以及向后投影仪引擎1196。其它实施方案可不包含以上引擎中的一或多个者。

[0094] 尽管已经以特定地针对结构特征和/或方法动作的语言来描述标的物,但应理解,所附权利要求书中所界定的标的物未必限于上文所描述的具体特征或动作。事实上,上文所描述的特定特征和动作是被揭示作为实施权利要求书的实例形式。

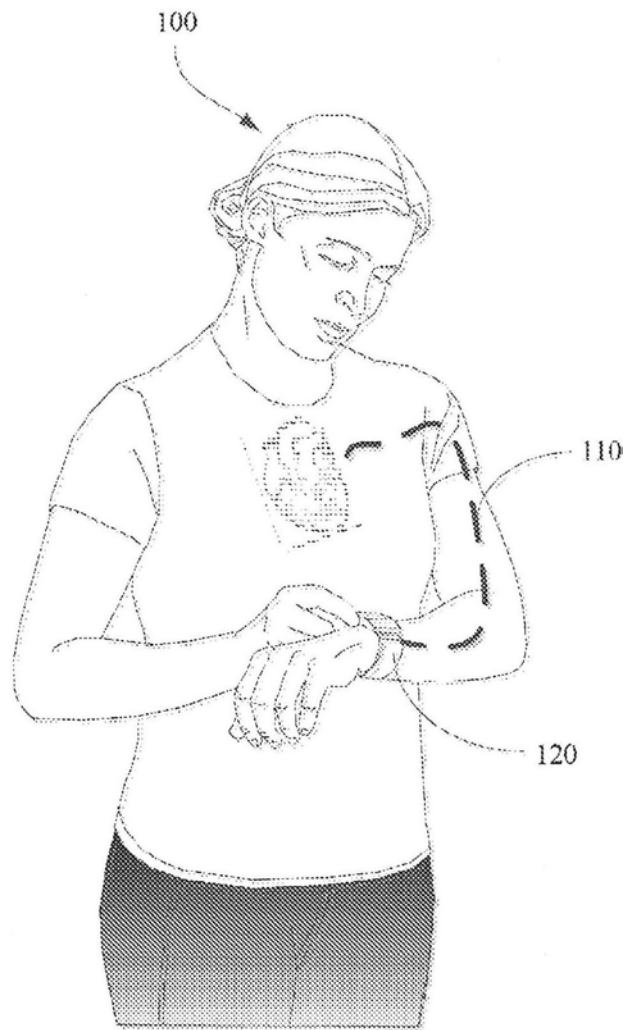


图1

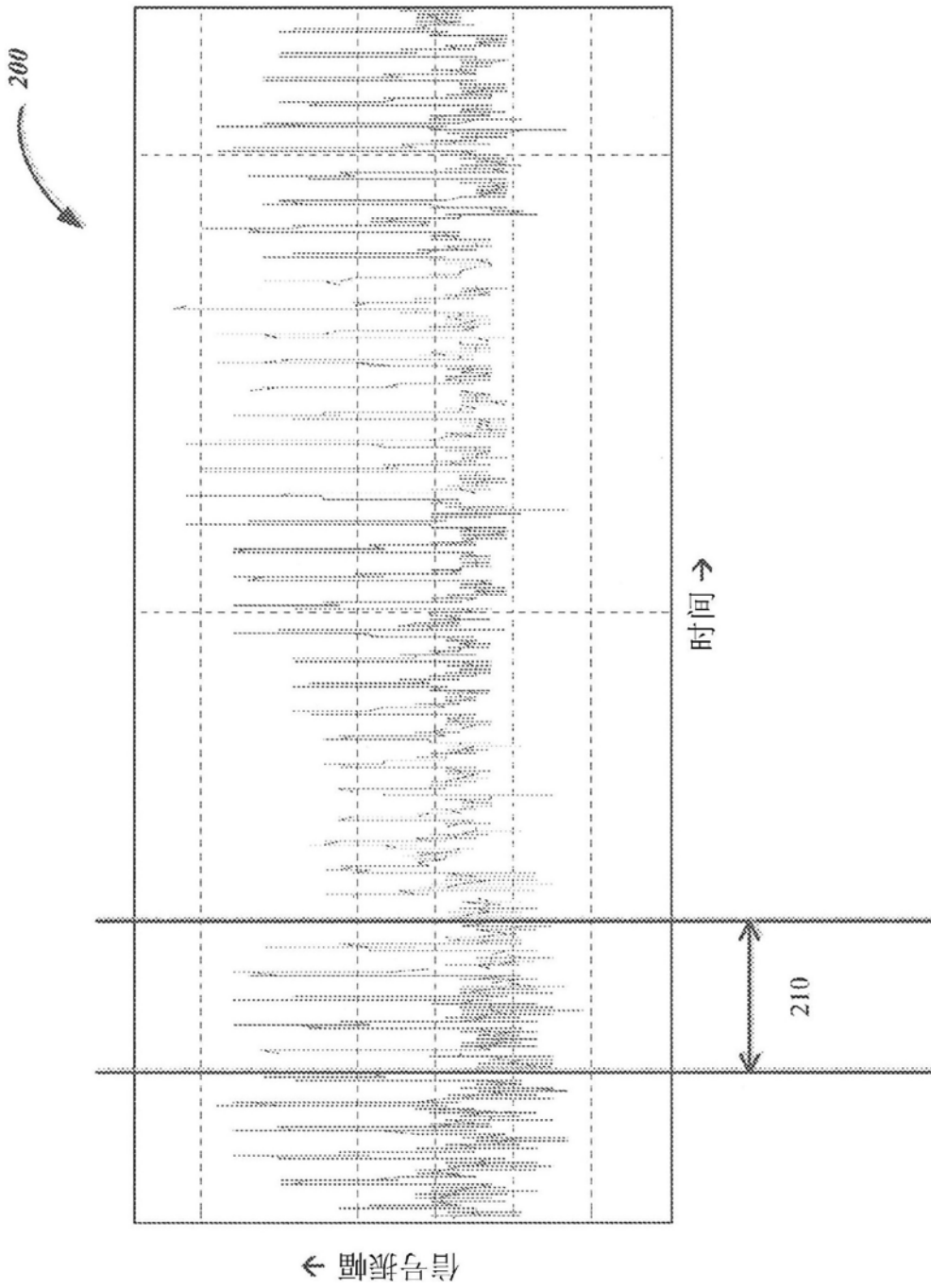


图2

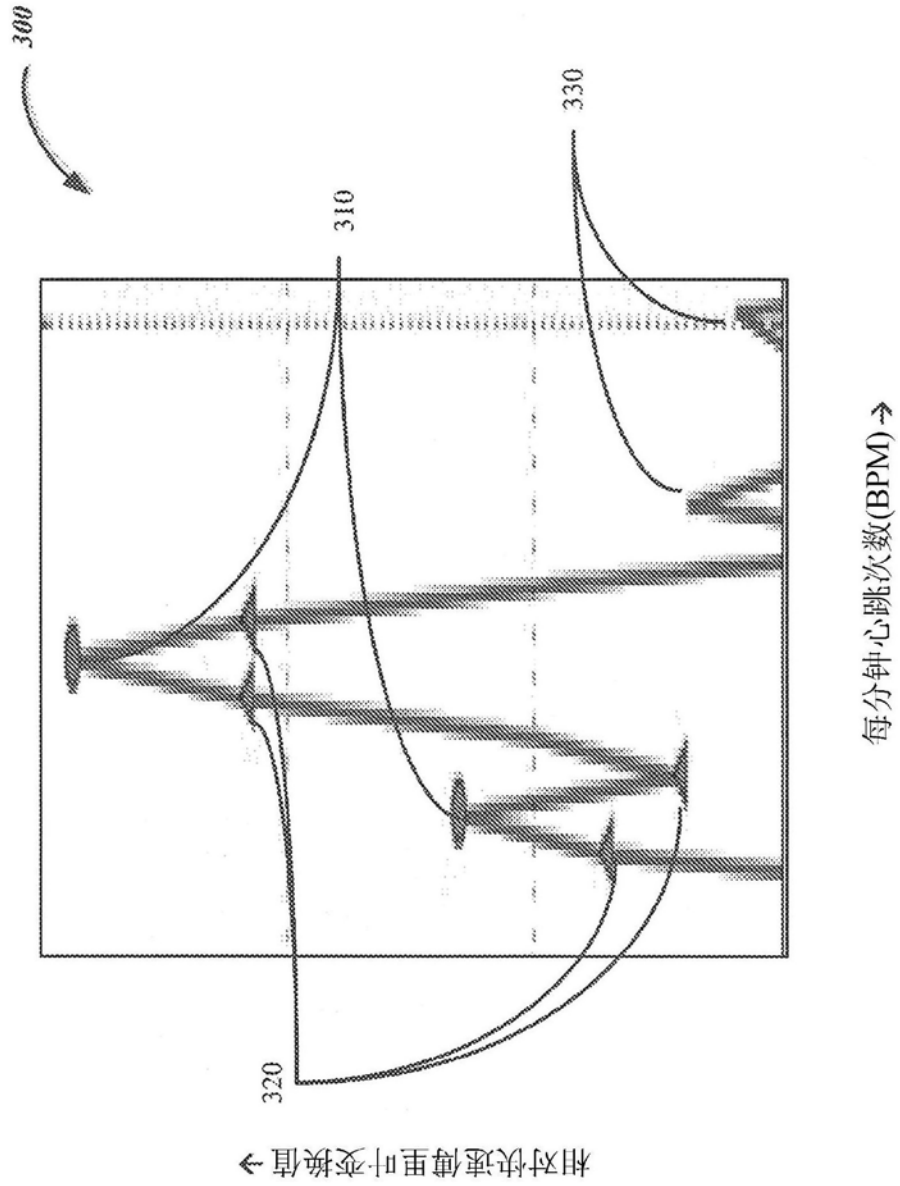


图3

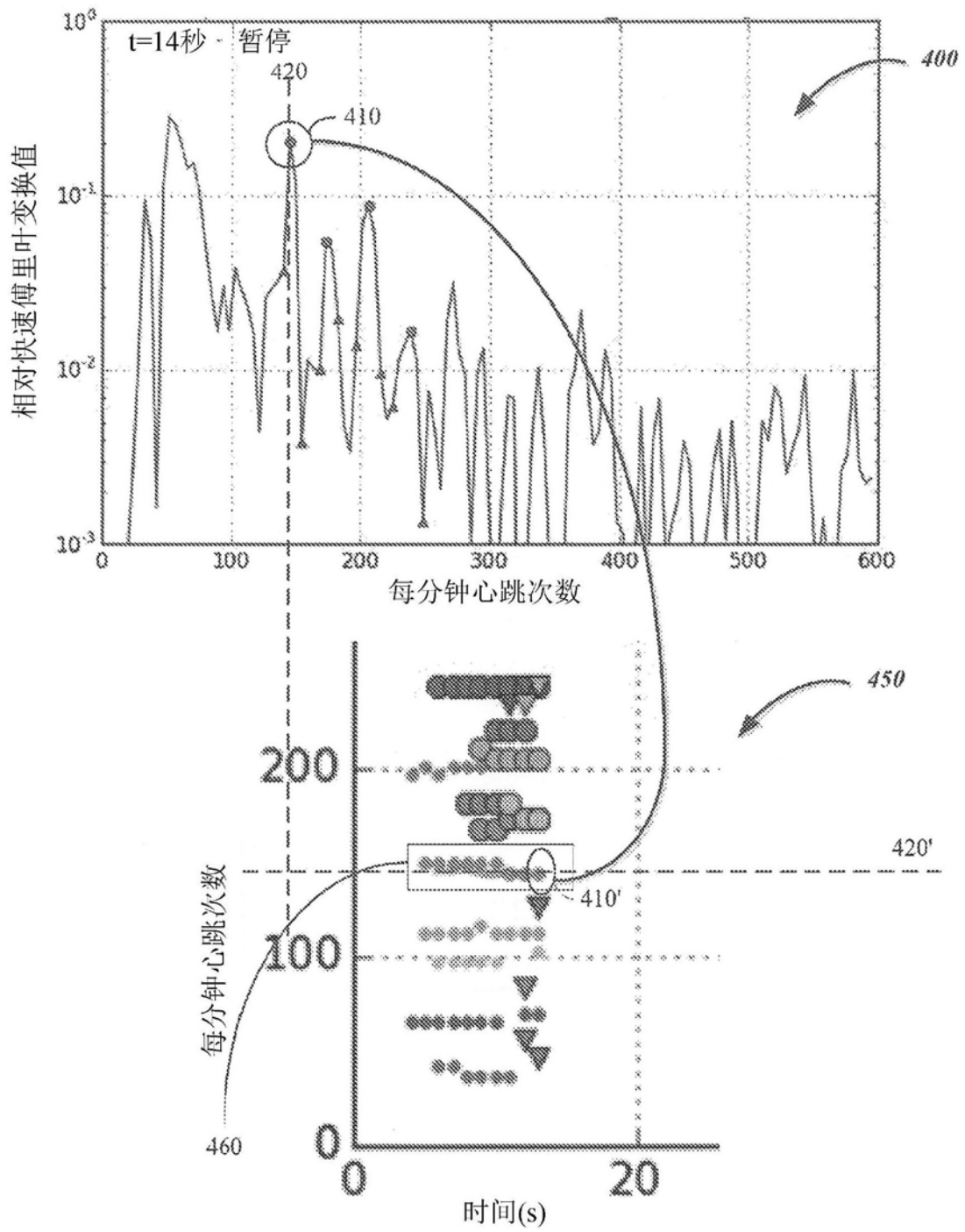


图4

500

给定时间的一组实例作用中迹线，T=14秒

迹线	迹线长度	迹线平均振幅	心率的代表？
1	10	5.6	
2	9	36.9	
3	9	46.7	Y
4	9	14.5	
5	8	5.24	
6	7	26.4	
7	6	8.01	
8	6	10	
9	5	13.9	
10	5	9.01	

460

图5

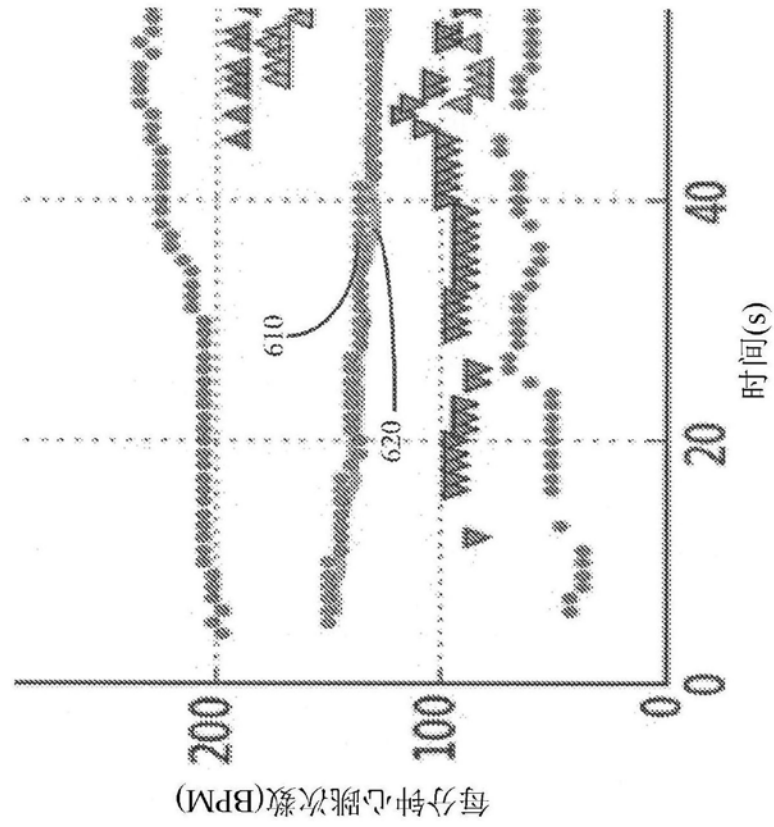


图6

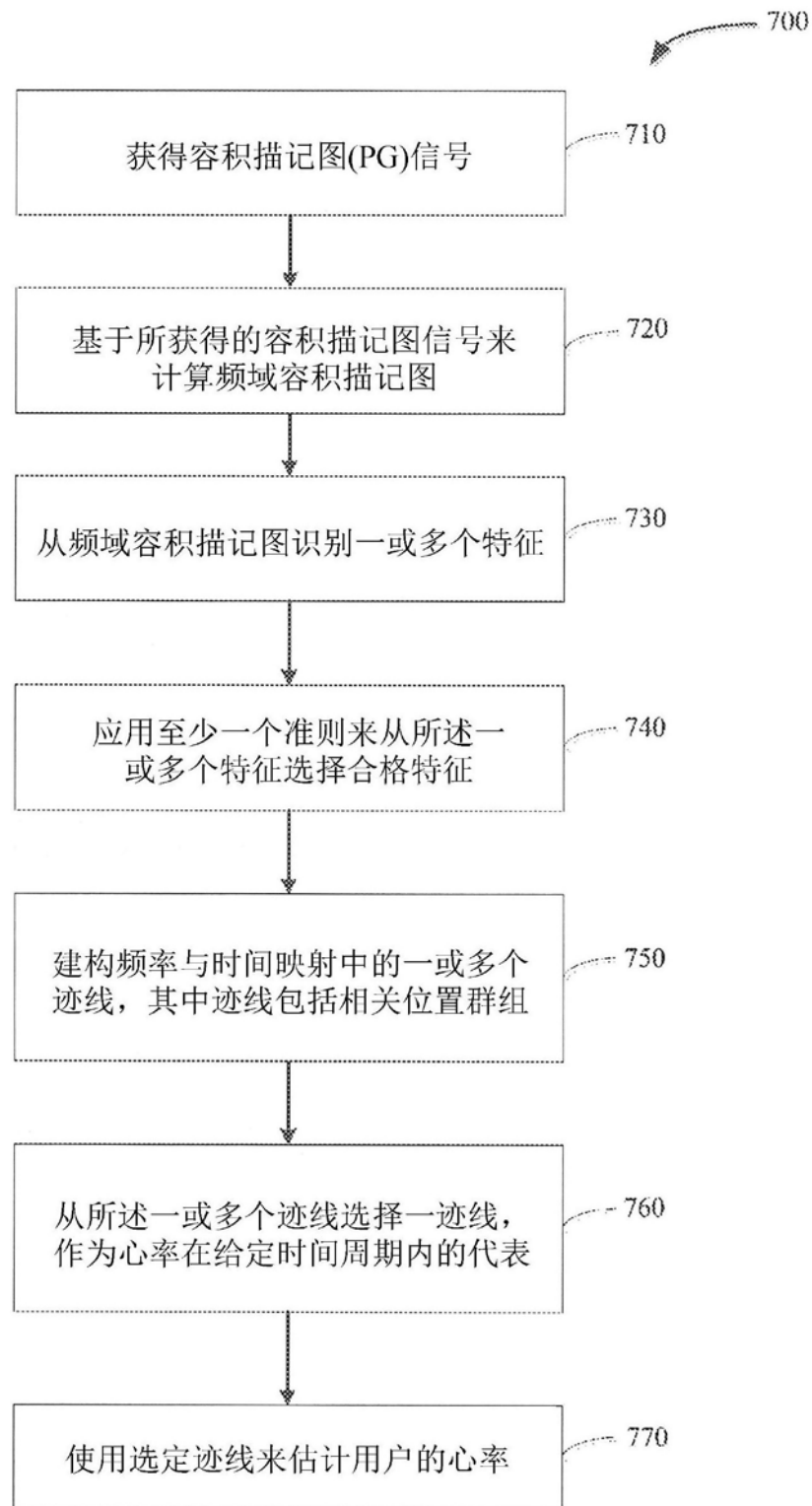


图7

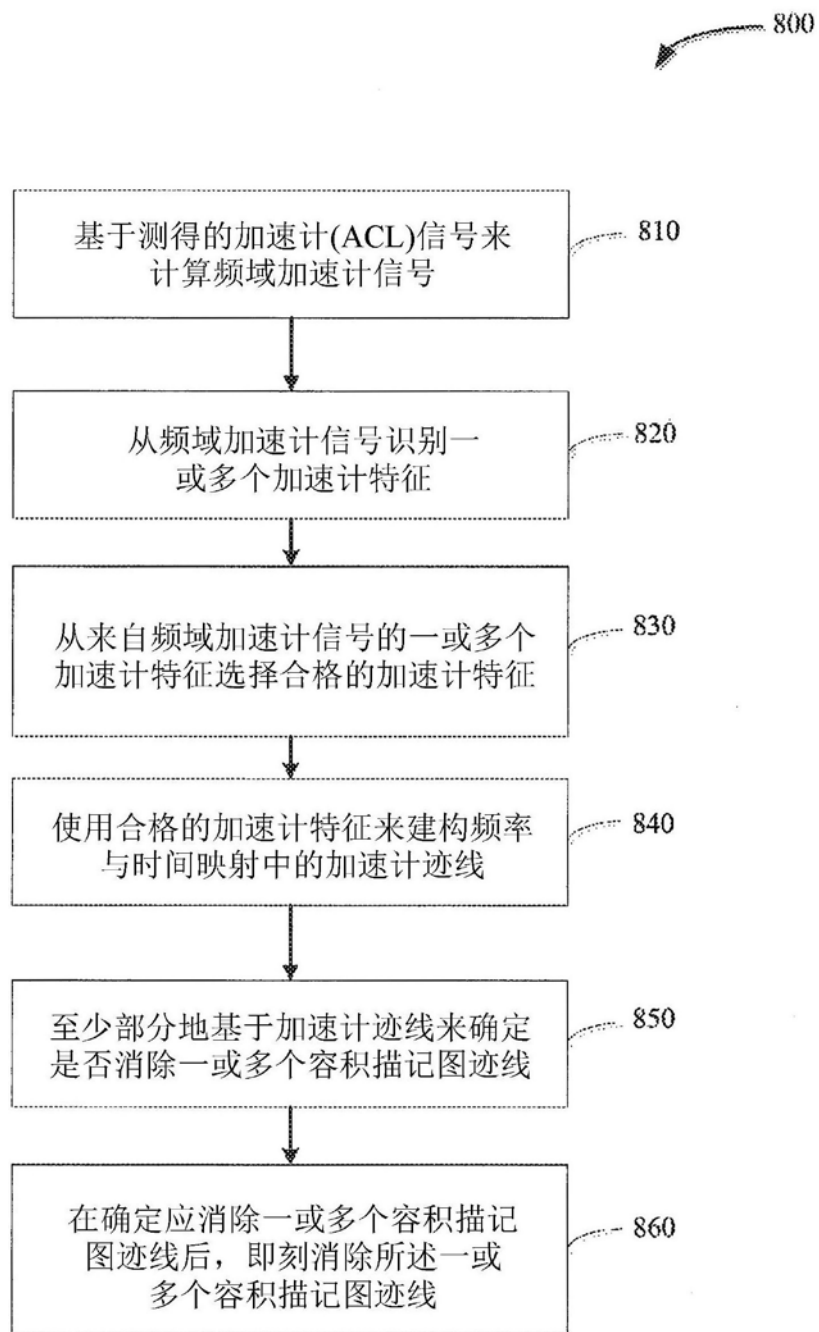


图8

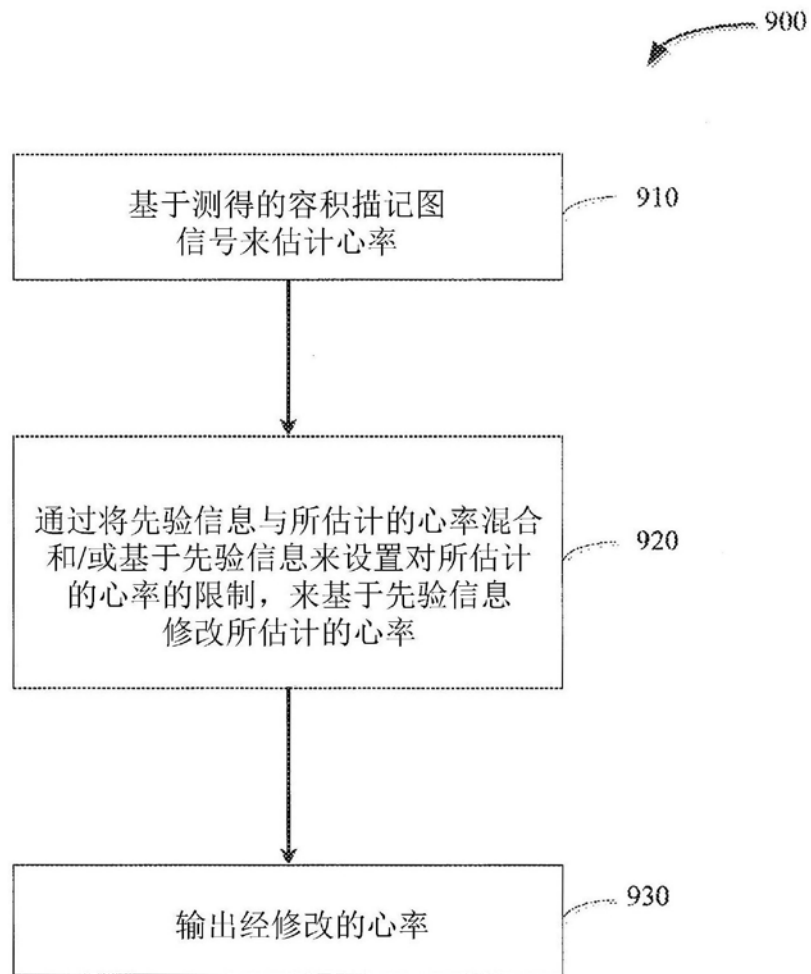


图9

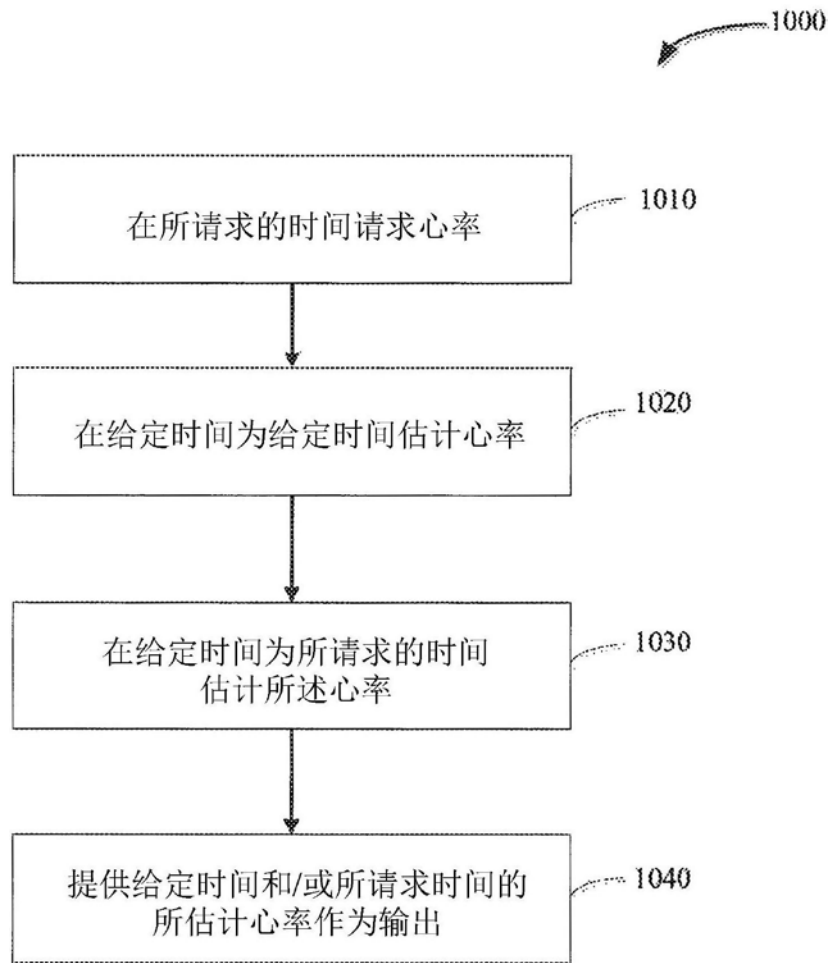


图10

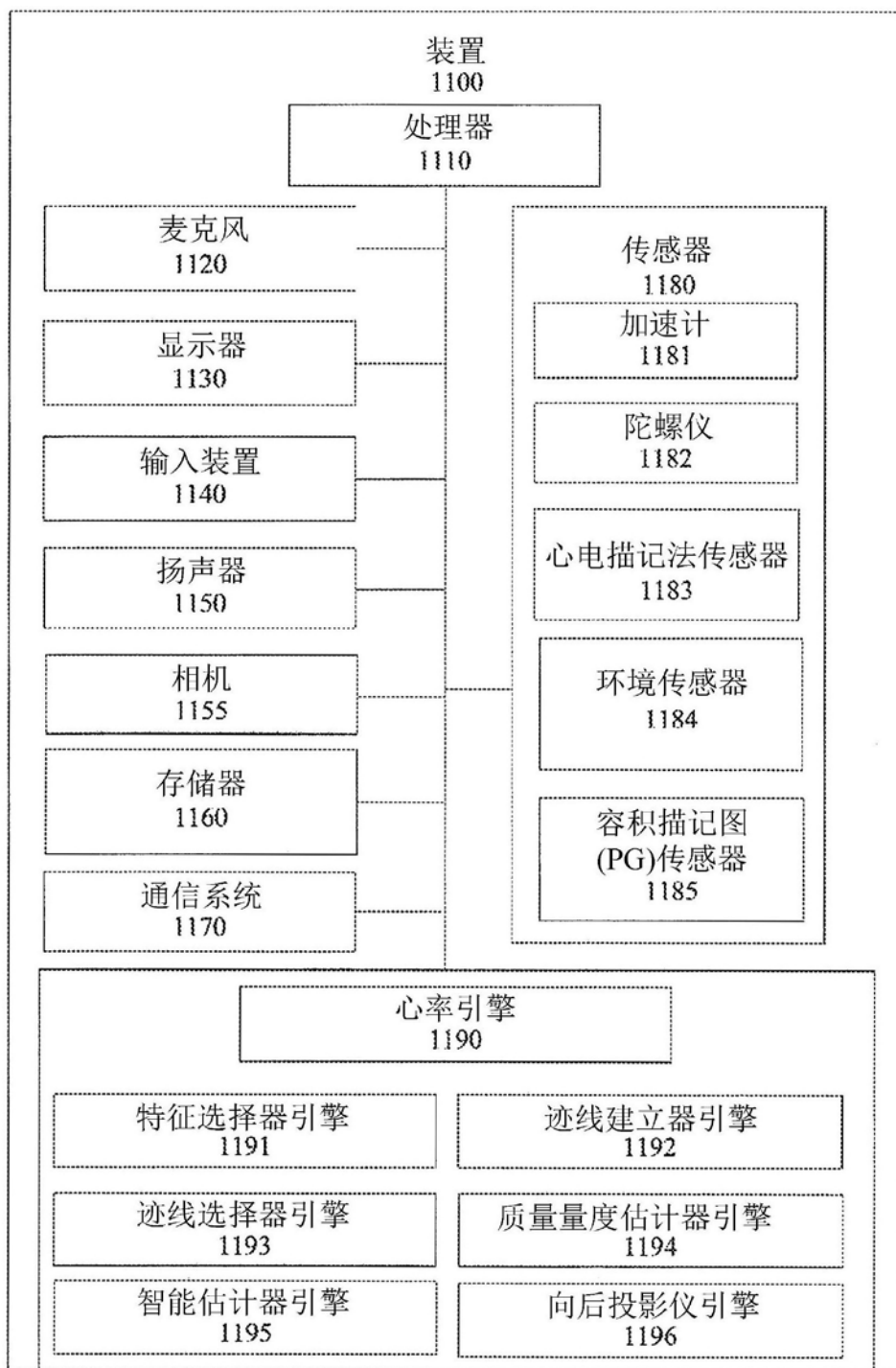


图11

专利名称(译)	通过跟踪光学信号频率分量来估计心率		
公开(公告)号	CN107249445A	公开(公告)日	2017-10-13
申请号	CN201680009904.8	申请日	2016-02-02
[标]申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
[标]发明人	卡洛斯普伊赫 拉曼萨马达尼 拉塞尔马丁		
发明人	卡洛斯·普伊赫 拉曼·萨马达尼 拉塞尔·马丁		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/11 A61B5/00		
优先权	62/126288 2015-02-27 US 15/012673 2016-02-01 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明呈现用于使用PG信号来估计用户的心率的方法、系统、计算机可读媒体和设备。在一些实施方案中，通过计算频域PG，识别所述频域PG中的一或多个特征，从所述一或多个特征选择合格特征，以及建构一或多个迹线来估计所述心率。在一些实施方案中，加速计信号可用于运动抵消来消除作为运动假影的迹线。

