



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107708538 B

(45)授权公告日 2019.03.15

(21)申请号 201680030580.6

(22)申请日 2016.05.16

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107708538 A

(43)申请公布日 2018.02.16

(30)优先权数据
14/741,425 2015.06.16 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.11.27

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2016/032711 2016.05.16

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/204905 EN 2016.12.22

(73)专利权人 高通股份有限公司

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 拉曼·萨马达尼
卡洛斯·曼纽尔·普伊赫
拉塞尔·阿林·马丁
维克托·库里克

(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 杨林勳

(51)Int.Cl.
A61B 5/024(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

审查员 谈泉

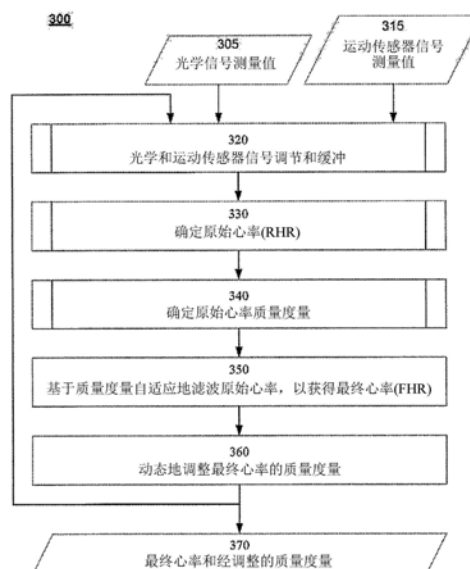
权利要求书5页 说明书14页 附图9页

(54)发明名称

稳健心率估计

(57)摘要

所揭示的实施例涉及在存在运动和噪声的情况下对心率的测量。将光学传感器进行的测量中的谱峰值与从运动传感器信号测量获得的谱峰值进行比较,以获得光学传感器信号中的基频,其中所述基频与用户的心率相关联。可基于所述基频估计第一心率。可确定所述第一心率估计值的多种质量度量。可通过基于所述运动传感器信号的频域表示,处理所述光学传感器信号的频域表示,以确定第二估计的心率。可基于第一和第二估计的心率的比较,动态地调整所述先前确定的质量度量中的一或多个。



1. 一种处理器实施的方法,其包括:

获得光学传感器信号的多个光学传感器信号测量值,所述光学传感器信号测量值部分地基于用户的至少一个心血管参数;

获得运动传感器信号的多个运动传感器信号测量值,所述运动传感器信号测量值部分地基于所述用户的运动;

部分地基于从所述光学传感器信号测量值获得的谱峰值与从所述运动传感器信号测量值获得的谱峰值的比较,确定与所述光学传感器信号相关联的基频;

部分地基于所述基频估计第一心率;以及

获得与所述第一心率相关联的第一质量度量,所述第一质量度量至少部分地基于:

第一总和,其中所述第一总和是通过将对应于所述基频的谱峰值的幅值与所述光学传感器信号中的谱峰值的第一子集中的谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第一子集是选自与所述光学传感器信号中的所述基频的整数倍相关联的谱峰值,以及

第二总和,其是通过将所述光学传感器信号中的谱峰值的第二子集中的所述谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第二子集是选自所述光学传感器信号中的非运动相关谱峰值集。

2. 根据权利要求1所述的处理器实施的方法,其中:

所述第一质量度量计算为所述第一总和与所述第二总和的比率。

3. 根据权利要求1所述的处理器实施的方法,其进一步包括:

获得与所述第一心率相关联的第二质量度量,所述第二质量度量部分地基于:

第一功率,其对应于与所述基频相关联的所述谱峰值的功率,以及

第二功率,其对应于距离所述基频一预定谱距离处的功率。

4. 根据权利要求3所述的处理器实施的方法,其中:

所述第二质量度量是作为所述第一功率与通过将所述第一功率和所述第二功率相加获得的总和的比率而获得。

5. 根据权利要求3所述的处理器实施的方法,其进一步包括:

部分地基于所述第一质量度量和所述第二质量度量的数学组合,获得第三质量度量。

6. 根据权利要求5所述的处理器实施的方法,其进一步包括:

通过执行所述第一心率的自适应平滑化来估计第二心率,其中所述自适应平滑化部分地基于所述第三质量度量。

7. 根据权利要求6所述的处理器实施的方法,其进一步包括:

获得第四质量度量,其中部分地基于所述第一心率和所述第二心率的比较,动态地获得所述第四质量度量。

8. 根据权利要求1所述的处理器实施的方法,其中确定所述基频包括:

获得来自所述多个光学传感器信号测量值的所述光学传感器信号的频域表示以及来自所述多个运动传感器信号测量值的所述运动传感器信号的频域表示;

将所述光学传感器信号的所述频域表示中的谱峰值与所述运动传感器信号的所述频域表示中的谱峰值进行比较,以确定所述光学传感器信号的所述频域表示中的一或多个非运动相关谱峰值;以及

从所述光学传感器信号的所述频域表示中的所述一或多个非运动相关谱峰值确定与

所述光学传感器信号相关联的所述基频。

9. 一种移动装置,其包括:

光学传感器,其部分地基于用户的至少一个心血管参数提供光学传感器信号的多个光学传感器信号测量值;

运动传感器,其部分地基于所述用户的运动提供运动传感器信号的多个运动传感器信号测量值;

处理器,其耦接到所述光学传感器和所述运动传感器,其中所述处理器经配置以:

部分地基于从所述光学传感器信号测量值获得的谱峰值与从所述运动传感器信号测量值获得的谱峰值的比较,确定与所述光学传感器信号相关联的基频;

部分地基于所述基频估计第一心率;以及

获得与所述第一心率相关联的第一质量度量,所述第一质量度量至少部分地基于:

第一总和,其中所述第一总和是通过将对应于所述基频的谱峰值的幅值与所述光学传感器信号中的谱峰值的第一子集中的谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第一子集是选自与所述光学传感器信号中的所述基频的整数倍相关联的谱峰值,以及

第二总和,其是通过将所述光学传感器信号中的谱峰值的第二子集中的所述谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第二子集是选自所述光学传感器信号中的非运动相关谱峰值集。

10. 根据权利要求9所述的移动装置,其中所述处理器经配置以:

获得作为所述第一总和与所述第二总和的比率的所述第一质量度量。

11. 根据权利要求9所述的移动装置,其中所述处理器进一步经配置以:

获得与所述第一心率相关联的第二质量度量,所述第二质量度量部分地基于:

第一功率,其对应于与所述基频相关联的所述谱峰值的功率,以及

第二功率,其对应于距离所述基频一预定谱距离处的功率。

12. 根据权利要求11所述的移动装置,其中所述处理器经配置以:

获得作为所述第一功率与通过将所述第一功率和所述第二功率相加获得的总和的比率的所述第二质量度量。

13. 根据权利要求11所述的移动装置,其中所述处理器进一步经配置以:

部分地基于所述第一质量度量和所述第二质量度量的数学组合获得第三质量度量。

14. 根据权利要求13所述的移动装置,其中所述处理器进一步经配置以:

通过执行所述第一心率的自适应平滑化来估计第二心率,其中所述自适应平滑化部分地基于所述第三质量度量。

15. 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:

获得第四质量度量,其中部分地基于所述第一心率和所述第二心率的比较,动态地获得所述第四质量度量。

16. 根据权利要求9所述的移动装置,其中为了确定所述基频,所述处理器经配置以:

获得来自所述多个光学传感器信号测量值的所述光学传感器信号的频域表示以及来自所述多个运动传感器信号测量值的所述运动传感器信号测量值的频域表示;

将所述光学传感器信号的所述频域表示中的谱峰值与所述运动传感器信号的所述频域表示中的谱峰值进行比较,以确定所述光学传感器信号的所述频域表示中的一或多个非

运动相关谱峰值;以及

从所述光学传感器信号的所述频域表示中的所述一或多个非运动相关谱峰值确定与所述光学传感器信号相关联的所述基频。

17. 一种用于心率估计的设备,其包括:

光学感测装置,其部分地基于用户的至少一个心血管参数提供光学感测装置信号的多个光学感测装置信号测量值;

运动感测装置,其部分地基于所述用户的运动提供运动感测装置信号的多个运动感测装置信号测量值;

处理装置,其耦接到所述光学感测装置和所述运动感测装置,其中所述处理装置包括:

用于部分地基于从所述光学感测装置信号测量值获得的谱峰值与从所述运动感测装置信号测量值获得的谱峰值的比较,确定与所述光学感测装置信号相关联的基频的装置;

用于部分地基于所述基频估计第一心率的装置;以及

用于获得与所述第一心率相关联的第一质量度量的装置,所述第一质量度量至少部分地基于:

第一总和,其中所述第一总和是通过将对应于所述基频的谱峰值的幅值与所述光学感测装置信号中的谱峰值的第一子集中的谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第一子集是选自与所述光学感测装置信号中的所述基频的整数倍相关联的谱峰值,以及

第二总和,其是通过将所述光学感测装置信号中的谱峰值的第二子集中的所述谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第二子集是选自所述光学感测装置信号中的非运动相关谱峰值集。

18. 根据权利要求17所述的设备,其中所述处理装置进一步包括:

用于获得与所述第一心率相关联的第二质量度量的装置,所述第二质量度量部分地基于:

第一功率,其对应于与所述基频相关联的所述谱峰值的功率,以及

第二功率,其对应于距离所述基频一预定谱距离处的功率。

19. 根据权利要求18所述的设备,其中所述处理装置进一步包括:

用于部分地基于所述第一质量度量和所述第二质量度量的数学组合获得第三质量度量的装置。

20. 根据权利要求19所述的设备,其中所述处理装置进一步包括:

用于通过执行所述第一心率的自适应平滑化获得所述用户的第二心率的装置,其中所述自适应平滑化部分地基于所述第三质量度量。

21. 根据权利要求20所述的设备,其中所述处理装置进一步包括:

用于部分地基于所述第一心率和所述第二心率的比较动态地获得第四质量度量的装置。

22. 根据权利要求17所述的设备,其中用于确定所述基频的装置包括:

用于获得来自所述多个光学感测装置信号测量值的所述光学感测装置信号的频域表示以及来自所述多个运动感测装置信号测量值的所述运动感测装置信号的频域表示的装置;

用于将所述光学感测装置信号的所述频域表示中的谱峰值与所述运动感测装置信号

的所述频域表示中的谱峰值进行比较,以确定所述光学感测装置信号的所述频域表示中的一或多个非运动相关谱峰值的装置;以及

用于从所述光学感测装置信号的所述频域表示中的所述一或多个非运动相关谱峰值确定与所述光学感测装置信号相关联的所述基频的装置。

23. 一种体现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执行包括以下的方法步骤:

获得光学传感器信号的多个光学传感器信号测量值,所述光学传感器信号测量值部分地基于用户的至少一个心血管参数;

获得运动传感器信号的多个运动传感器信号测量值,所述运动传感器信号测量值部分地基于所述用户的运动;

部分地基于从所述光学传感器信号测量值获得的谱峰值与从所述运动传感器信号测量值获得的谱峰值的比较,确定与所述光学传感器信号相关联的基频;

部分地基于所述基频估计第一心率;以及

获得与所述第一心率相关联的第一质量度量,所述第一质量度量至少部分地基于:

第一总和,其中所述第一总和是通过将对应于所述基频的谱峰值的幅值与所述光学传感器信号中的谱峰值的第一子集中的谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第一子集是选自与所述光学传感器信号中的所述基频的整数倍相关联的谱峰值,以及

第二总和,其是通过将所述光学传感器信号中的谱峰值的第二子集中的所述谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第二子集是选自所述光学传感器信号中的非运动相关谱峰值集。

24. 根据权利要求23所述的非暂时性计算机可读媒体,其中:

所述第一质量度量计算为所述第一总和与所述第二总和的比率。

25. 根据权利要求23所述的非暂时性计算机可读媒体,其进一步包括:

获得与所述第一心率相关联的第二质量度量,所述第二质量度量部分地基于:

第一功率,其对应于与所述基频相关联的所述谱峰值的功率,以及

第二功率,其对应于距离所述基频一预定谱距离处的功率。

26. 根据权利要求25所述的非暂时性计算机可读媒体,其中:

所述第二质量度量是作为所述第一功率与通过将所述第一功率和所述第二功率相加获得的总和的比率而获得。

27. 根据权利要求25所述的非暂时性计算机可读媒体,其进一步包括:

部分地基于所述第一质量度量和所述第二质量度量的数学组合,获得第三质量度量。

28. 根据权利要求27所述的非暂时性计算机可读媒体,其进一步包括:

通过执行所述第一心率的自适应平滑化来获得所述用户的第二心率,其中所述自适应平滑化部分地基于所述第三质量度量。

29. 根据权利要求28所述的非暂时性计算机可读媒体,其进一步包括:

获得第四质量度量,其中部分地基于所述第一心率和所述第二心率的比较,动态地获得所述第四质量度量。

30. 根据权利要求23所述的非暂时性计算机可读媒体,其中确定所述基频包括:

获得来自所述多个光学传感器信号测量值的所述光学传感器信号的频域表示以及来

自所述多个运动传感器信号测量值的所述运动传感器信号测量值的频域表示；

将所述光学传感器信号的所述频域表示中的谱峰值与所述运动传感器信号的所述频域表示中的谱峰值进行比较,以确定所述光学传感器信号的所述频域表示中的一或多个非运动相关谱峰值;以及

从所述光学传感器信号的所述频域表示中的所述一或多个非运动相关谱峰值确定与所述光学传感器信号相关联的所述基频。

稳健心率估计

[0001] 相关申请案的交叉参考

[0002] 本申请案主张2015年6月16日申请的标题为“稳健心率估计 (ROBUST HEART RATE ESTIMATION)”的美国非临时申请案第14/741,425号的权益和优先权,所述申请案让渡给本受让人并且以全文引用的方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本发明大体上涉及用于生物特征测量的设备、系统和方法,所述生物特征测量包含例如心率的心血管测量。

背景技术

[0004] 现代移动装置可包含用以测量生物特征信息的传感器,例如光学传感器。举例来说,光电血管容积图 (PPG) 传感器获得皮肤表面附近的血管的容积测量值。当心脏泵送血液时,所得的压力脉搏致使血管改变。压力脉搏可扩张皮肤组织中的动脉和小动脉。例如PPG传感器的光学传感器可用以检测由压力脉搏引起的血管容积的改变。通过用来自发光二极管 (LED) 的光照亮皮肤,并且接着测量透射或反射到光电二极管的光的量,来检测由压力脉搏引起的血管容积改变。可通过各种生理参数来调节由血液流到皮肤引起的血管容积改变。因此,PPG传感器提供的信息可用以获得各种生物特征测量值。

[0005] 例如PPG传感器的光学传感器的一个缺点是,获得的生物特征测量值对用户移动敏感。因此,即使例如打字、手部移动和/或其它细微移动等小的用户移动也可能影响所述测量,并且将噪声和其它假象引入到所测量的信号中。

发明内容

[0006] 根据一些方面,一种处理器实施的方法可包括:获得光学传感器信号的多个光学传感器信号测量值,所述光学传感器信号测量值部分地基于用户的至少一个心血管参数;以及获得运动传感器信号的多个运动传感器信号测量值,所述运动传感器信号测量值部分地基于所述用户的运动。所述方法可进一步包括:部分地基于从所述光学传感器信号测量值获得的谱峰值与从所述运动传感器信号测量值获得的谱峰值的比较,确定与所述光学传感器信号相关联的基频。可部分地基于所述基频估计第一心率。在一些实施例中,所述方法可进一步包括获得与所述第一心率相关联的第一质量度量。所述第一质量度量可至少部分地基于:第一总和,其中所述第一总和是通过将对应于所述基频的谱峰值的幅值与所述光学传感器信号中的谱峰值的第一子集中的谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第一子集是选自与所述光学传感器信号中的所述基频的整数倍相关联的谱峰值,以及第二总和,其是通过将所述光学传感器信号中的谱峰值的第二子集中的所述谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第二子集是选自所述光学传感器信号中的谱峰值集。

[0007] 在另一方面中,一种移动装置可包括:光学传感器,其部分地基于用户的至少一个心血管参数提供光学传感器信号的多个光学传感器信号测量值;运动传感器,其部分地基

于所述用户的运动提供运动传感器信号的多个运动传感器信号测量值;以及处理器,其耦接到所述光学传感器和所述运动传感器。在一些实施例中,所述处理器可经配置以:部分地基于从所述光学传感器信号测量值获得的谱峰值与从所述运动传感器信号测量值获得的谱峰值的比较,确定与所述光学传感器信号相关联的基频。所述处理器可进一步经配置以:部分地基于所述基频估计第一心率;以及获得与所述第一心率相关联的第一质量度量。在一些实施例中,所述第一质量度量可至少部分地基于:第一总和,其中所述第一总和是通过将对应于所述基频的谱峰值的幅值与所述光学传感器信号中的谱峰值的第一子集中的谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第一子集是选自与所述光学传感器信号中的所述基频的整数倍相关联的谱峰值,以及第二总和,其是通过将所述光学传感器信号中的谱峰值的第二子集中的所述谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第二子集是选自所述光学传感器信号中的谱峰值集。

[0008] 在另一方面,一种设备可包括:光学感测装置,其部分地基于用户的至少一个心血管参数提供光学感测装置信号的多个光学感测装置信号测量值;运动感测装置,其部分地基于所述用户的运动提供运动感测装置信号的多个运动感测装置信号测量值;以及处理装置,其耦接到所述光学感测装置和所述运动感测装置。在一些实施例中,所述处理装置可包括:用于部分地基于从所述光学感测装置信号测量值获得的谱峰值与从所述运动感测装置信号测量值获得的谱峰值的比较,确定与所述光学感测装置信号相关联的基频的装置。在一些实施例中,所述处理装置可进一步包括:用于部分地基于所述基频估计第一心率的装置;以及用于获得与所述第一心率相关联的第一质量度量的装置。在一些实施例中,所述第一质量度量可至少部分地基于:第一总和,其中所述第一总和是通过将对应于所述基频的谱峰值的幅值与所述光学感测装置信号中的谱峰值的第一子集中的谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第一子集是选自与所述光学感测装置信号中的所述基频的整数倍相关联的谱峰值,以及第二总和,其是通过将所述光学感测装置信号中的谱峰值的第二子集中的所述谱峰值的幅值相加获得的,其中所述谱峰值的第二子集是选自所述光学感测装置信号中的谱峰值集。

[0009] 所揭示实施例还涉及一种体现指令的计算机可读媒体,所述指令在由处理器执行时执行包括以下的方法步骤:获得光学传感器信号的测量值,所述光学传感器信号测量值部分地基于用户的心率;以及获得运动传感器信号的测量值,所述运动传感器信号测量值部分地基于所述用户的运动。所述方法可进一步包括:部分地基于从所述光学传感器信号测量值获得的谱峰值与从所述运动传感器信号测量值获得的谱峰值的比较,确定与所述光学传感器信号中的所述用户的所述心率相关联的基频。可部分地基于所述基频估计所述用户的第一心率。在一些实施例中,所述方法可进一步包括获得与所述第一心率相关联的第一质量度量。在一些实施例中,所述第一质量度量可至少部分地基于:第一总和,其中所述第一总和是通过将对应于所述基频的谱峰值的幅值与关联于所述光学传感器信号中的所述基频的整数倍的谱峰值的子集的幅值相加获得的,以及第二总和,其是通过将所述光学传感器信号中的谱峰值的子集的幅值相加获得的。

[0010] 所揭示的实施例还涉及处理器使用计算机可读媒体或计算机可读存储器产生、存储、存取或修改的硬件、软件、固件和程序指令。所描述的方法可在处理器和各种用户设备上执行。

[0011] 下文关于以下各图进一步解释这些和其它实施例。应理解,对于所属领域的技术人员来说,其它方面将从以下详细描述变得容易显而易见,其中借助于说明展示和描述各个方面。图式和详细描述应被视为性质上是说明性的而不是限制性的。

附图说明

[0012] 将仅借助于实例参考图式来描述本发明的实施例。

[0013] 图1展示能够以与所揭示的实施例一致的方式获得生物特征信息的示范性装置100的框图。

[0014] 图2展示具有可测量皮肤表面附近的血管并且输出与皮肤表面附近的血管的容积测量有关的光学信号样本的光学传感器的装置。

[0015] 图3展示描绘以与所揭示的实施例一致的方式基于光学和运动传感器信号测量值获得例如心率等生物特征信息的示范性方法的流程图。

[0016] 图4展示描绘与所揭示的实施例一致地调节并缓冲光学和运动传感器信号的示范性方法的流程图。

[0017] 图5展示以与所揭示的实施例一致的方式计算RHR的方法的流程图。

[0018] 图6展示以与所揭示的实施例一致的方式计算与RHR相关联的质量度量的方法的流程图。

[0019] 图7展示说明运动传感器信号功率(Y轴)相对于每分钟循环数的频率(X轴)的变化的示范性运动传感器功率谱。

[0020] 图8展示说明光学传感器信号功率(Y轴)相对于每分钟循环数的频率(X轴)的变化的示范性光学传感器功率谱。

[0021] 图9展示没有运动相关谱分量的示范性光学传感器功率谱。

[0022] 图10展示与光学传感器信号的基频 F_0 相关联的谱峰值的幅值。

[0023] 图11展示用于测量的示范性方法,其展示描绘以与所揭示的实施例一致的方式基于光学和运动传感器信号测量值获得例如心率等生物特征信息的示范性方法的流程图。

具体实施方式

[0024] 下文结合随附图式阐述的详细描述意图作为对本发明的各个方面的描述,而不意图表示可在其中实践本发明的仅有方面。提供本发明中所描述的每一方面仅作为本发明的实例或说明,且其不一定解释为比其它方面优选或有利。出于提供对本发明的透彻理解的目的,具体实施方式包含特定细节。然而,所属领域的技术人员将明了,可在没有这些特定细节的情况下实践本发明。在一些情况下,以框图的形式展示众所周知的结构和装置以避免混淆本发明的概念。首字母缩写词及其它描述性术语可仅出于便利及清晰的目的而使用,且不意图限制本发明的范围。

[0025] 可使用包含可穿戴装置的移动装置上的传感器获得生物特征信息。举例来说,通常基于光学传感器(例如,PPG传感器)进行的测量获得生物特征信息。举例来说,可使用用户心血管测量获得心率,在多种生物特征计算中使用所述心率。取决于应用,可提供以下方式确定心率:1)在某一时间段内连续地;2)在背景技术中,周期性地;和/或3)根据用户需要的单次模式。然而,常规心血管测量和/或心率确定技术通常受用户移动的不利影响。举例

来说,可能由突然或连续用户移动引起的噪声突发或噪声尖峰可使用以进行心血管测量的信号的质量降级,进而产生不准确性。

[0026] 为了补偿用户运动,可将加速计提供的运动相关测量值输入到自适应滤波器以便于降噪。常规地,自适应滤波器可使用运动相关信号在时域中补偿心血管和/或心率信号中的运动引起的噪声。然而,当运动较大时,由于运动相关信号可能是大于心血管和/或心率信号的数量级(或更大),自适应滤波器可能不会进行充分补偿。另一方面,补偿例如在涉及运动(例如,打字)的久坐活动期间也可为不充分的,其中所述运动传感器信号可为较弱的。

[0027] 所揭示的一些实施例部分地基于输入信号调节、谱分析以及光学和运动传感器信号在频域中的比较和处理,改进来自光学传感器的与一或多个心血管参数有关的所测量信号的准确度和/或可靠性。所述测量可与用户心率有关且/或用以获得用户心率的估计值。在一些实施例中,可获得指示所估计的心率与可能的实际心率的接近度的置信度的一或多个质量度量。质量度量可部分地基于与关联于光学和运动传感器信号的波形相关联的参数且/或从所述波形的谱分析得出。在一些实施例中,质量度量可连同所估计的心率一起输出,并且可指示测量过程的稳健性。

[0028] 在下文关于以下各图进一步解释这些和其它技术。应理解,对于所属领域的技术人员来说,其它方面将从以下详细描述变得容易显而易见,其中借助于说明展示和描述各个方面。图式和详细描述应被视为性质上是说明性的而不是限制性的。

[0029] 图1展示能够以与所揭示的实施例一致的方式获得生物特征信息的示范性装置100的框图。

[0030] 在图1中,装置100可采取移动站或例如可穿戴装置或其它与用户的皮肤组织贴近或接触的装置等移动装置的形式。在一些实施例中,装置100可与光学透明表面接触,其中所述表面与用户的皮肤组织贴近或接触。一般来说,如本文中所使用的术语“皮肤”或“皮肤组织”用以指皮组织,或与皮组织接触或极为贴近的光学透明表面。另外,术语“相对于皮肤的移动”或“传感器相对于皮肤的移动”用以指测量一或多个心血管参数的光学传感器下方的任何身体部位相对于所述光学传感器的移动。所述身体部位包含在光学传感器下方的当存在相对运动时可能影响光学传感器的测量的所有皮肤、骨骼、皮组织、皮下组织等。术语“心血管”用以指包含心脏、血液和血管的循环系统。与用户的心血管系统相关联的一或多个参数的测量可用以获得生物特征信息,包含用户心率。

[0031] 一般来说,装置100可采取手表、腕带、耳塞、胸带、臂、肩、腿或脚踝套箍及/或与皮肤接触的另一装置的形式。一般来说,本文所揭示的装置和技术可与生物特征测量结合使用,其中运动引起的噪声可能不利地影响测量的准确度和/或可靠性。术语“准确度”是指参数的测量值与参数的理想或实际值的接近度。术语“可靠性”是指在一系列测量中准确度的变化程度。

[0032] 在一些实施例中,装置100可提供与蜂窝式电话、移动电话、其它无线通信装置和/或耦接到无线通信装置的可穿戴装置相关联的功能性。举例来说,装置100可能能够接收无线通信和/或导航信号或耦接到能够接收无线通信和/或导航信号的装置。在一些实施例中,装置100可采取可穿戴计算装置的形式,所述可穿戴计算装置可包含与可穿戴式头戴装置配对的显示器180和/或相机110并且包含各种其它传感器。举例来说,所述头戴装置可包含头戴式显示器(HMD),其可用以显示实况和/或现实世界的图像。

[0033] 在一些实施例中,装置100可为独立的生物特征测量装置。在一些例子中,生物特征测量装置可并入到另一装置中,所述另一装置例如活动跟踪器、游戏装置或其它可能不被配置成连接到网络或以其它方式无线地或经由有线连接与另一装置通信的装置。举例来说,装置100可省略通信元件和/或网络连接功能性。因此,在一些实施例中,本文中所描述的技术中的一或多者的全部或部分可实施于可能不被配置成使用有线或无线网络连接与另一装置连接的独立装置中。

[0034] 如图1中所展示,实例装置100可包含运动传感器136、光学传感器132、传感器组130、显示器180、一或多个处理器150(下文称为“处理器150”)、存储器160和/或收发器170,其可以可操作方式通过例如总线、管线、光纤、连线等或其某一组合的连接耦接到彼此和装置100上的其它功能单元(未示出)。

[0035] 在一些实施例中,装置100还可任选地包含相机110,其可包含电荷耦接装置(CCD)、互补金属氧化物半导体(CMOS)和/或各种其它图像传感器。相机110可为静态或视频相机,其可捕获环境的一系列图像帧并将所捕获图像帧发送到处理器150。在一些实施例中,相机110可在可穿戴显示器180外部和/或容纳于可穿戴显示器180中,可穿戴显示器180可操作地耦接到装置100中的处理器150和/或其它功能单元,但与装置100分开容纳。

[0036] 收发器170可(例如)包含经启用以通过一或多种类型的无线通信网络发射一或多个信号的发射器,以及接收通过所述一或多种类型的无线通信网络发射的一或多个信号的接收器。收发器170可基于例如无线个域网(WPAN)(如蓝牙)、近场通信(NFC)、基于IEEE802.15x系列标准的网络等多种技术促进与无线网络的通信。在一些实施例中,收发器170还可促进与可基于IEEE 802.11系列标准的超微型小区、Wi-Fi网络或无线局域网(WLAN)和/或无线广域网(WWAN)(例如LTE、WiMAX等)的通信。举例来说,在一些实施例中,收发器170可促进与可耦接到上文所描述的各种网络中的一或多者的另一装置(例如服务器、蜂窝电话和/或其它计算装置)的通信。

[0037] 举例来说,收发器170可促进与WWAN的(直接或间接)通信,所述WWAN例如为码分多址(CDMA)网络、时分多址(TDMA)网络、频分多址(FDMA)网络、正交频分多址(OFDMA)网络、单载波频分多址(SC-FDMA)网络、长期演进(LTE)、WiMax等。CDMA网络可以实施一或多个无线电接入技术(RAT),例如cdma2000、宽带CDMA(W-CDMA)等。cdma2000包含IS-95、IS-2000和IS-856标准。TDMA网络可实施全球移动通信系统(GSM)、数字高级移动电话系统(D-AMPS)或某种其它RAT。GSM、W-CDMA和LTE描述于来自被称为“第三代合作伙伴计划”(3GPP)的组织的文献中。cdam2000描述于来自名称为“第3代合作伙伴计划2”(3GPP2)的协会的文献中。3GPP和3GPP2文献可公开获得。所述技术还可结合WWAN、WLAN和/或WPAN的任何组合来实施。

[0038] 举例来说,可使用收发器170将装置100上的运动传感器136和/或光学传感器132获得的一或多个测量值发送到另一装置,例如移动电话。移动电话可根据所揭示的技术处理所述测量值并将结果发送回到装置100,装置100可通过收发器170接收所述结果。所接收的结果可进一步由处理器150进行处理且/或使用显示器180进行显示。

[0039] 在一些实施例中,可省略相机110、收发器170和/或装置100上的一或多个其它端口。本文中所揭示的实施例可用于独立装置中(例如不包含相机、收发器170的可穿戴装置中)且/或与另一装置通信。因此,在一些实施例中,装置100可获得来自传感器组130、运动传感器136和/或光学传感器132的测量值。所述测量值可由处理器150使用生物特征模块

155和/或心率估计模块158和/或基于存储于存储器160中的例程进行处理。所获得的结果可在装置100上的显示器180上显示。显示器180可包含能够呈现图像(包含彩色图像)的屏幕、HMD等。在一些实施例中,显示器180和/或装置100可容纳于可穿戴装置中,所述可穿戴装置可耦接到装置100但与装置100分开被容纳。

[0040] 在一些实施例中,光学传感器132可采取PPG传感器或使用光学技术获得生物特征测量的另一传感器的形式。举例来说,光学传感器可基于与皮肤组织中的血管的容积改变有关的光度测量和/或心血管参数的其它测量输出电信号。各种光学传感器是已知的且可用的,例如模拟装置ADPD142RG/ADPD142RI,其为经设计以刺激LED并测量对应光学返回信号的光学传感器。光学返回信号可发送到处处理器150且/或在一些例子中,用以估计一些生物特征信息,例如心率。光学传感器132可包含光电二极管和/或LED以输出光并且测量对应光学返回信号。在一些实施例中,光学传感器132可测量一或多个与用户心血管系统相关联的参数并且提供生物特征和/或心率相关信息。在一些实施例中,可以某一指定速率提供心血管参数测量值、生物特征或心率相关信息。举例来说,光学传感器132可以用用户指定或默认取样率将所测量的样本提供到处理器150。在一些实施例中,光学传感器132的取样率可为可配置的。举例来说,对于心率相关测量,光学传感器132通常以大于最大心率的两倍的速率提供样本。在一些实施例中,光学传感器132提供的样本可缓冲于存储器160中并且在由处理器150进行处理之前经调节。

[0041] 此外,在一些实施例中,获得样本测量值的时间窗可为可配置的。在一些实施例中,时间窗可为用户可配置的或默认为基于装置100的操作模式的数个选项中的一者。举例来说,可基于是连续地还是以“单次(one shot)”模式捕获所述测量值、期望的或所测量的用户运动量,且/或基于可用存储器和所要响应时间以及/或用户设置的准确度/可靠性约束条件,来调整所述时间窗。

[0042] 在一些实施例中,心率范围、最大心率和取样时间间隔可为用户可配置且/或基于与运动传感器信号相关联的测量值进行设置。举例来说,基于用户设置和/或运动传感器信号的谱峰值的功率和频率,装置100可确定用户是否正在移动、处于相对较低运动或静止状态、行走、慢跑、奔跑等,并且相应地动态设置或重新设置心率范围和可能的最大心率。

[0043] 在一些实施例中,可配置参数还可包含:1)所提取的谱光学峰值的数目;2)所提取的谱运动峰值的数目;3)选作候选峰值的局部峰值的最小高度,其改进噪声条件下的估计;4)用于定制运动状态类别的运动功率参数;5)用于将运动状态分类为窄带(行走或奔跑)或更复杂运动的运动谱带宽参数;6)与系统响应性有关的自适应平滑/过滤参数;7)与箝位处理的敏感度有关的箝位参数;8)与消隐处理的敏感度有关的消隐参数;以及9)在将样本转换成AC信号期间使用的高通滤波器参数。上述参数(1)和(2)与在噪声条件下获得的质量估计有关。

[0044] 在某些实例实施方案中,装置100还可包含运动传感器136,其可采取惯性测量单元(IMU)和/或加速计的形式。运动传感器136可包含一或多个陀螺仪和/或一或多个加速计。运动传感器136可将移动相关信息提供到处理器150。在一些实施例中,可以某一指定速率提供移动相关信息。举例来说,运动传感器136可将用户指定的或默认的取样率下的所测量样本提供到处理器150。在一些实施例中,运动传感器136的取样率可为可配置的。在一些实施例中,运动传感器136在某一预定的或经配置的时间窗中提供的样本可在处理器150进

行处理之前经调节并且缓冲于存储器160中。装置100还可包含传感器组,其可包含各种其它传感器130,例如环境光传感器、声学传感器、机电传感器等。

[0045] 处理器150可执行软件以处理光学传感器132、运动传感器136和/或传感器组130进行的测量。可使用硬件、固件和软件的组合实施处理器150。处理器150可表示可配置以执行与处理传感器测量值和/或获得从所述测量值导出的生物特征信息有关的计算过程或程序的至少一部分的一或多个电路。处理器150可从存储器160取得指令和/或数据。在一些实施例中,处理器150可包括生物特征模块155,其可执行如本发明中概述的各种生物特征应用(例如示范性心率估计模块158)或促进其执行。

[0046] 在一些实施例中,处理器150可包含生物特征模块155,其可使用硬件和软件的某一组合进行实施。举例来说,在一个实施例中,可使用软件和固件实施生物特征模块155。在另一实施例中,例如专用集成电路(ASIC)、数字信号处理器(DSP)等专用电路可用以实施生物特征模块155。在一些实施例中,生物特征模块155可包含与一或多个其它处理器和/或装置100上的其它组件通信的功能性。在一些实施例中,来自光学传感器132和运动传感器136的输入和/或从光学传感器132和/或运动传感器136进行的心血管测量(例如,通过生物特征模块155获得)导出的生物特征信息可提供到心率估计模块158,所述心率估计模块可输出心率和/或与输出的心率相关联的一或多个质量度量。在一些实施例中,来自光学传感器132和运动传感器136的所测量信号可在处理器150、生物特征模块155和/或心率估计模块158进行处理之前缓冲在存储器160中并且进行调节。举例来说,缓冲的信号可通过箝位进行处理以移除噪声尖峰,使信号通过高通滤波器以移除DC和低频率分量,并且以统计方式进行分析以丢弃离群值。

[0047] 存储器160的全部或部分可与处理器150处于相同位置(例如,在同一裸片上)以及/或位于处理器150外部。可使用以下各项实施处理器150:一或多个专用集成电路(ASIC)、中央处理单元和/或图形处理单元(CPU和/或GPU)、数字信号处理器(DSP)、数字信号处理装置(DSPD)、可编程逻辑装置(PLD)、现场可编程门阵列(FPGA)、控制器、微控制器、微处理器、嵌入式处理器核心、电子装置、经设计以执行本文中所描述的功能的其它电子单元,或其组合,这只是举了几个例子。

[0048] 存储器160可表示任何类型的长期、短期、易失性、非易失性或其它存储器,且不应限于任何特定类型的存储器或存储器的数目,或上面存储有存储器的任何特定类型的物理媒体。在一些实施例中,存储器160可保存代码(例如,可由一或多个处理器执行的指令)以促进各种生物特征和/或心率估计方法。存储器160还可包含存储从运动传感器136和光学传感器132接收的信号测量值并且存储中间数据和所处理的结果的缓冲器。

[0049] 一般来说,存储器160可表示任何数据存储机构。存储器160可包含(例如)主存储器和/或辅助存储器。主存储器可包含(例如)随机存取存储器、只读存储器等。虽然在图1中说明为与处理器150分离,但应理解,主存储器的全部或部分可提供于处理器150内或者与处理器150处于相同位置且/或耦接到处理器150。举例来说,在一个实施例中,来自光学传感器132和/或运动传感器136的经调节信号测量值可存储于主存储器中。

[0050] 辅助存储器可包含(例如)与主存储器相同或类似类型的存储器和/或一或多个数据存储装置或系统,例如快闪/USB存储器驱动器、存储卡驱动器、磁盘驱动器、光学光盘驱动器、磁带驱动器、固态驱动器、混合驱动器等。在某些实施方案中,辅助存储器可以可操作

方式接纳计算机可读媒体或另外可配置以在耦接到装置100的可装卸媒体驱动器(未示出)中耦接到计算机可读媒体。在一些实施例中,非暂时性计算机可读媒体可形成存储器160和/或处理器150的部分。

[0051] 图1中并未示出装置100中包括的所有模块。此外,装置100也可以与本发明一致的方式以例如添加、组合或省略所示出的功能块中的一或多者等各种方式进行修改。举例来说,在一些配置中,装置100可不包含收发器170。在一些实施例中,装置100的部分可采取一或多个芯片组和/或类似者的形式。

[0052] 图2展示具有可测量皮肤表面附近的血管并且输出与皮肤表面附近的血管的容积测量有关的光学信号样本的光学传感器132的装置100。光学信号测量样本可输入到处理器150、生物特征模块155和/或心率估计模块158中的一或多者。由于用户移动,来自光学传感器信号测量305的样本可变化和/或含有噪声或其它假象。举例来说,如果皮肤接触程度变化,那么光学传感器信号测量的质量可受到影响。

[0053] 在一些实施例中,运动传感器136可测量相对于皮肤的运动并且取决于所述运动输出信号样本。在一些实施例中,来自光学传感器132和运动传感器136两者的信号可分别经由电子接口210-1和210-2输出到处理器150。在一些实施例中,电子接口210-1和210-2可执行对来自光学传感器132和运动传感器136的信号的调节的一部分。

[0054] 图3展示描绘以与所揭示的实施例一致的方式基于光学和运动传感器信号测量值获得例如心率等生物特征信息的示范性方法300的流程图。在一些实施例中,方法300的部分可由装置100使用处理器150、生物特征模块155和/或心率估计模块158部分地基于从光学传感器132接收的心血管参数测量值以及运动传感器136进行的测量来执行。

[0055] 在一些实施例中,可周期性地对光学和运动传感器信号取样,以获得光学传感器信号测量值305和运动传感器信号测量值315。在光学和运动传感器信号调节和缓冲块320中,可调节并缓冲所测量的包含光学传感器信号测量值305和运动传感器信号测量值315的信号样本。

[0056] 图4关于光学和运动传感器信号调节和缓冲块320,其展示描绘以与所揭示的实施例一致地调节并缓冲光学和运动传感器信号的示范性方法的流程图。举例来说,如图4中所示出,在步骤322中,可箝位光学和运动传感器信号以缓解噪声尖峰的效应。接下来,在步骤324中,可将高通滤波器应用于经箝位的光学和运动传感器信号以移除DC信号和/或任何低频率分量。

[0057] 在步骤326中,可“消隐”经箝位且经滤波的光学和运动传感器信号。在“消隐”期间,获得信号测量值的时间窗可划分成时间片段,且以统计方式分析每一时间片段内的经箝位且经滤波信号(例如,通过计算每一信号片段的最小、最大和其它统计测量值)。被视为离群值的时间片段可被丢弃且/或被替换成“零”信号值,使得被丢弃的/置零的离群值片段不影响确定第一心率或原始心率(RHR)。举例来说,如果最大和最小光学传感器信号值之间的散度或差超过第一预定的或以统计方式确定的阈值,那么可确定时间片段(对于光学传感器信号)为离群值。类似地,如果最大和最小光学传感器信号值之间的散度或差超过第二预定的或以统计方式确定的阈值,那么可确定时间片段(对于运动传感器信号)为离群值。

[0058] 在步骤328中,可缓冲经调节的光学和运动传感器信号。举例来说,在一些实施例中,经调节的光学和运动传感器信号可存储于是存储器160的部分的缓冲器中。因此,步骤

326的输出可为包括经调节PPG和运动传感器信号测量值的输入信号缓冲。在完成后,即刻可在步骤330处使控制返回到方法300。

[0059] 参考图3,在框330中,可确定原始心率(RHR)。如本文中所使用的术语“原始心率”用以指可基于经调节且缓冲的光学传感器和运动传感器信号获得的第一心率的估计值。

[0060] 在图5中进一步详述框330,其展示计算RHR的方法的流程图。举例来说,如图5中所示,在步骤332中,可获得对应于(i)光学和(ii)运动传感器信号测量值的功率谱。在一个实施例中,可在光学和运动传感器输入信号样本上使用基于快速傅里叶变换(FFT)的技术,以获得输入信号的频域表示。可取输入光学和运动信号的FFT的幅值的平方以获得每一信号的对应功率谱。可使用除简单的FFT(例如非参数方法,例如魏尔希氏(Welch's)方法,或参数方法,例如自回归模型估计)以外的技术获得输入缓冲器中的经调节光学和运动传感器信号的功率谱。

[0061] 在步骤334中,从在步骤332中获得的运动传感器功率谱提取主要或最大幅值运动传感器谱峰值集。

[0062] 图7示出示范性运动传感器功率谱700,其展示运动传感器信号功率(Y轴)相对于每分钟循环数的频率(X轴)的变化。举例来说,可在步骤332中获得运动传感器功率谱700(在图5中)。如在图7中所展示,运动传感器功率谱可包含图7中的标记MS1、MS2和MS3识别的主要谱峰值。

[0063] 作为实例,MS1可表示与用户在慢跑时走过的步数相关联的频率。MS2可为MS1的频率的两倍的谐波。此外,MS3可表示另一身体部位的运动。举例来说,如果装置100穿戴在用户的手或臂上,那么MS3可表示与在慢跑时手臂的移动相关联的频率,所述手臂的移动可在大约为步数频率的一半下发生。

[0064] 参考图5,在步骤336中,可从在步骤332中获得的光学传感器功率谱提取主要或最大幅值光学传感器谱峰值集。

[0065] 图8示出示范性光学传感器功率谱800,其展示光学传感器信号功率(Y轴)相对于每分钟循环数的频率(X轴)的变化。关于图7和8,运动传感器功率谱中的运动峰值的相对强度(如图7所示)可不同于光学信号中对应的运动引起的峰值的相对强度(如图8所示)。

[0066] 在一些实施例中,可在步骤332中(在图5中)获得光学传感器功率谱800。此外,如图8所示,光学传感器功率谱800可包含图8中的标记OS1、OS2、O-MS1、O-MS2和O-MS3识别的主要谱峰值。

[0067] 参考图5,在步骤336中,可比较所述光学和运动传感器谱峰值集以确定RHR。举例来说,在一个实施例中,在频率上接近于运动传感器信号中的谱峰值的光学传感器信号中的谱峰值可被视为运动相关的。举例来说,(参考图7和8),在步骤336中,可将运动传感器功率谱700与光学传感器功率谱800进行比较。由于所述比较,在频率上接近运动传感器功率谱700中的谱峰值MS1、MS2和MS3(图7)的光学传感器功率谱800中的谱峰值O-MS1、O-MS2和O-MS3(图8)可归因于运动。

[0068] 另外(参考图5),在步骤336中,在频率上不相关的一些预定边界(例如,表示可能的心率范围)内的光学传感器谱峰值可归因于心率,而离群值可被认为噪声。举例来说,(参考图8),主要峰值OS1和OS2可为所得的心率。举例来说,OS1可用作第一或RHR估计值。接着可将OS2确定为OS1的第一谐波。

[0069] 因此,在一些实施例中,在步骤336中(图5)光学传感器谱峰值集与运动传感器谱峰值集中的谱峰值的比较可产生与以下项有关的谱峰值:(i)噪声;(ii)运动以及(iii)RHR估计值。在框330完成后,即刻可在步骤340处使控制返回到方法300。在一些实施例中,谱峰值的比较可用以确定光学传感器信号中的基频,所述基频转而可用以获得用户的第一心率估计值(例如,RHR)。如本文中所使用的术语“基频”是指光学传感器信号中可与用户心率(例如RHR)相关联且/或指示用户心率的基频。

[0070] 在一些实施例中,可部分地基于基频估计RHR。举例来说,可从多个光学传感器信号测量值(其可在时域中)获得光学传感器信号的频域表示。类似地,可从多个运动传感器信号测量值(其可在时域中)获得运动传感器信号的频域表示。此外,可将从光学传感器信号测量值获得的谱峰值与从运动传感器信号测量值获得的谱峰值进行比较,以确定光学传感器信号的频域表示的非运动相关谱峰值。接下来,基于光学传感器信号的频域表示的非运动相关谱峰值,可确定与用户的心率相关联的基频。

[0071] 参考图3,在一些实施例中,在框340中,可确定与RHR相关联的质量度量。所述质量度量可提供RHR的准确度和/或可靠性的指示。RHR质量量度可用以提供所估计的RHR的置信度水平。在一些实施例中,可部分地基于与光学传感器的功率谱相关联的谱特征确定质量度量。在一些实施例中,质量度量可独立于信号形状。

[0072] 在图6中进一步详述框340,其展示计算与在步骤330中确定的RHR相关联的质量度量的方法的流程图。举例来说,如图6所示,在步骤342中,在一些实施例中,可基于:(i)基频的功率和基频的谐波,相对于(ii)光学传感器信号中的非运动相关功率内容,计算第一RHR质量度量。举例来说,在步骤342中,第一RHR质量度量可计算为以下项的比率:(a)光学传感器谱中基频的幅值与为所述基频的整数倍的光学传感器谱峰值子集的幅值的总和;与(b)非运动相关谱峰值的子集的幅值的总和。举例来说,在一些实施例中,是基频的整数倍的光学传感器谱峰值子集可包含高于某一阈值功率值的那些光学传感器谱峰值。在一些实施例中,非运动相关谱峰值子集可选自谱峰值集并且包含光学传感器信号中高于某一阈值功率值的那些谱峰值。当阈值在上述任一情况下为零时,所有非运动相关谱峰值可包含在第一质量度量的计算中。在一些实施例中,光学传感器信号中某一指定数目的非运动相关谱峰值可包含在非运动相关谱峰值子集中。

[0073] 在一些实施例中,可如下获得的第一质量度量:

$$[0074] \quad Q1_{RHR} = \frac{\sum_{P_i \text{ s.t. } |f_i - kF_0| < \epsilon_k} a_i}{\sum_{P_i} a_i} \quad (1)$$

[0075] 其中, $Q1_{RHR}$ 是与RHR估计值相关联的质量度量; a_i 是幅值,且 f_i 是光学传感器信号中第 i 个谱峰值 P_i 的频率,其中 $1 \leq i \leq n$,且 $i=1,2,3,\dots,n$ 是非负整数; F_0 是光学传感器信号的基频; $k(F_0)$ 是第 k 多个基频;且项 $P_i \text{ s.t. } |f_i - kF_0| < \epsilon_k$ 表示光学传感器信号中的那些峰值 P_i ,使得(“s.t.”),其对应频率 f_i 在 $k(F_0)$ 的某一阈值 ϵ_k 内, $1 \leq k \leq k_{\max}$ 。在一些实施例中,阈值 ϵ_k 可随着 k 增加而变化。在其它实施例中,阈值 ϵ_k 可设置为某一固定值,例如 $\epsilon_{k_{\max}}$ 。在一些实施例中, k 可采用非负整数值,例如 $k=0,1,2,3,\dots,k_{\max}$ 。在一些实施例中, k 可为一或多个分数值,例如 $k=0,(1/2),1,2,3,4,\dots,k_{\max}$;或 $k=0,(1/2),1,(3/2),2,(5/2),3,(7/2),\dots,k_{\max}$ 。项|

$f_i - kF_0$ 表示 f_i 与 kF_0 之间的差的绝对值。

[0076] 图9展示没有运动相关谱分量的光学传感器功率谱900。在图9中，X轴表示每分钟循环数的频率，而Y轴表示信号功率。在一些实施例中，可通过（例如，在图5的步骤338中比较运动传感器功率谱700和光学传感器功率谱800之后）从光学传感器功率谱800去除运动相关分量，获得光学传感器功率谱900。

[0077] 在图9中，光学传感器信号的基频展示为每分钟 $F_0 = \text{RHR} \approx 116$ 个循环。具有频率 $(2 * F_0)$ 、 $(3 * F_0)$ 、 $(4 * F_0)$... 的 F_0 的谐波也在图9中示出。此外，图9还示出谱峰值 a_1 、 a_2 、 a_3 、 a_4 、 a_5 、 a_6 ... 的幅值，其可分别对应于光学传感器信号的频率 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 、 f_5 、 f_6 ...。如图9所示，在频率 f_6 下具有幅值 a_6 的第六个非运动相关谱峰值可经确定为对应于基频 F_0 ，这是由于对于 $i = 6$ 且 $k = 1$ ， P_6 是 s.t. $|f_6 - (1) F_0| < \epsilon_1$ 。类似地，在频率 f_{12} 下具有幅值 a_{12} 的第十二个非运动谱峰值可经确定为对应于基频 F_0 的第二谐波，这是由于对于 $i = 12$ 且 $k = 2$ ， P_{12} 是 s.t. $|f_{12} - (2) F_0| < \epsilon_2$ 。可类似地确定第三和第四谐波，这是由于分别地，对于 $i = 16$ 且 $k = 3$ ， P_{16} 是 s.t. $|f_{16} - (3) F_0| < \epsilon_3$ ，以及对于 $i = 23$ 且 $k = 4$ ， P_{23} 是 s.t. $|f_{23} - (4) F_0| < \epsilon_4$ 。

[0078] 作为实例，对于没有运动的情况，光学传感器谱峰值可能与RHR相关或与噪声相关。通常，因为RHR是准周期性的，所以RHR相关光学传感器谱峰值将处于谐波比且总和

$\sum_{P_i \text{ s.t. } |f_i - kF_0| < \epsilon_k} a_i$ (方程式1的分子) 约等于1。因此，如果在噪声峰值中存在零或低功率，那么

$\left(\sum_{P_i \text{ s.t. } |f_i - kF_0| < \epsilon_k} a_i \right) \approx \sum_{P_i} a_i$ ，使得质量度量 $Q_{1\text{RHR}}$ 约等于一。否则，随着噪声增加，质量测量值

减小且最后约等于零。对于一般性情况，当存在噪声和运动两者时，质量度量 $Q_{1\text{RHR}}$ 可基于上述方程式(1)中的比率（不考虑运动引起的谱峰值）。在一些实施例中，质量量度可独立于特定电子和滤波器响应，即独立于PPG信号的形状。

[0079] 参考图6，在步骤344中，可获得第二质量度量。在一些实施例中，第二质量度量 $Q_{2\text{RHR}}$ 可部分地基于峰值的宽度。举例来说，在一些实施例中，第二质量度量 $Q_{2\text{RHR}}$ 可作为以下的比率获得：(i) 对应于与基频相关联的谱峰值的功率的第一功率除以 (ii) a) 与基频相关联的谱峰值的功率（第一功率）；与b) 对应于到与基频相关联的谱峰值的某一预定谱距离下的谱功率的第二功率的总和。“谱距离”用以指在距离频率 f 的距离 δ 处在 $f + \delta$ 和 $f - \delta$ 下的频率。在一个实施例中，谱距离 δ 可为预定的，且可基于以下项设置 δ 的值：装置100的操作模式，或作为默认值，且/或为可配置的。在一些实施例中，第二质量度量 $Q_{2\text{RHR}}$ 可用作基于第一谱能量的质量度量 $Q_{1\text{RHR}}$ 的乘法因子。因此， $Q_{2\text{RHR}}$ 可定义为

$$[0080] \quad Q_{2\text{RHR}} = \frac{a_{F_0}}{a_{(F_0 - \delta)} + a_{F_0} + a_{(F_0 + \delta)}} \quad (2)$$

[0081] 其中 $Q_{2\text{RHR}}$ 是与原始心率相关联的第二质量度量， a_{F_0} 是与基频 F_0 相关联的幅值，且幅值 $a_{(F_0 - \delta)}$ 和 $a_{(F_0 + \delta)}$ 与在距离基频 F_0 的谱距离“ δ ”（沿着频率轴）处的频率 $F_0 - \delta$ 和 $F_0 + \delta$ 相关联。

[0082] 图10展示与光学传感器信号的基频 F_0 相关联的谱峰值的幅值 a_{F_0} 。如图10所示，对于与基频 F_0 相关联的谱峰值，信号幅值 $a_{(F_0 - \delta)}$ 和 $a_{(F_0 + \delta)}$ 与在距离基频 F_0 的谱距离“ δ ”（沿着频率轴）处的频率 $F_0 - \delta$ 和 $F_0 + \delta$ 相关联。如果峰值陡峭，那么如图10所示，信号幅值 $a_{(F_0 - \delta)}$ 和 $a_{(F_0 + \delta)}$ 快速落下且可能在在距离基频 F_0 的谱距离“ δ ”处接近于零。因此，如果与基频相关联的谱峰

值明显或明确界定,那么 Q_{2RHR} 约等于1。另一方面,如果与基频 F_0 相关联的谱峰值很弱或未明确界定,那么与频率 $F_0-\delta$ 和 $F_0+\delta$ 相关联的信号幅值 $a_{(F_0-\delta)}$ 和 $a_{(F_0+\delta)}$ 可为非平凡的,且降低质量度量 Q_{2RHR} 的值。

[0083] 参考图6,在步骤346中,在一些实施例中,可组合第一质量度量 Q_{1RHR} 和第二质量度量 Q_{2RHR} ,以获得第三或总RHR质量度量 Q_{3RHR} 。举例来说,作为一个实例,第二质量度量 Q_{2RHR} 可用作修改第一RHR质量度量 Q_{2RHR} 的乘法因子。作为简单实例,可如下获得第三质量度量 Q_{3RHR}

$$[0084] \quad Q_{3RHR} = Q_{2RHR} * Q_{1RHR} \quad (3)$$

[0085] 在一些实施例中,可任选地执行步骤344和346中的一或多者。在一些实施例中,框340可输出 Q_{1RHR} 、 Q_{2RHR} 、 Q_{3RHR} 中的一或多者。在一些实施例中,可输出 Q_{3RHR} ,其可为 Q_{1RHR} 和 Q_{2RHR} 的数学组合。在框340完成后,即刻可在步骤350处使控制返回到方法300(图3)。

[0086] 参考图3,在步骤350中, Q_{3RHR} (其可为第一质量度量 Q_{1RHR} 和第二质量度量 Q_{2RHR} 的某一数学组合)可用以自适应地平滑化RHR以提供第二心率或最终心率(FHR)估计值。在一些实施例中,具有时变权重的一阶递归滤波器可用于自适应平滑化。举例来说,权重可与当时的RHR质量测量值中的一或多者成比例地变化。在一些实施例中,可通过自适应地平滑化RHR来获得FHR,其中可部分地基于第三质量度量调整自适应滤波器(其可执行自适应平滑化)的系数。

[0087] 在一些实施例中,可使用一阶自适应平滑化滤波器。一阶自适应平滑化滤波器可使用时变参数,其可至少部分地基于:(i) Q_{3RHR} ,一时间步长处的第三质量度量,以及(ii)非线性约束条件,其用以确定一时间步长处的心率相对于紧接在前的时间步长处经自适应平滑化的心率的改变量。

[0088] 在一些实施例中,一阶自适应平滑化滤波器可接收以下项作为输入:(i) RHR_{t_j} ,时间步长 t_j 处的当前原始心率,(ii) $FHR_{t_{j-1}}$,在时间 t_{j-1} 处的先前经自适应平滑化的心率,(iii) $Q_{3RHR_{t_j}}$,时间 t_j 处的第三质量度量,以及(iv)可用以确定先前经自适应平滑化的心率的改变程度的一或多个参数。举例来说,当质量度量 $Q_{3RHR_{t_j}}$ 为低时,可使用第一参数设置对 FHR_{t_j} 的任何改变的束缚(或控制 FHR_{t_j} 的改变率), FHR_{t_j} 是自适应平滑化滤波器在时间步长 t_j 处输出的相对于 $FHR_{t_{j-1}}$ 的心率。作为另一实例,当质量度量 $Q_{3RHR_{t_j}}$ 为高时,可使用第二参数设置对 FHR_{t_j} 的任何改变的束缚(或控制 FHR_{t_j} 的改变率), FHR_{t_j} 是自适应平滑化滤波器在时间步长 t_j 处输出的相对于 $FHR_{t_{j-1}}$ 的心率。除了上文概述的参数以外,也可使用各种其它参数(例如与光学传感器信号的调和性有关的参数)自适应地平滑化RHR并且确定自适应平滑化滤波器输出的心率。

[0089] 即使当在例如光学传感器心率信号强的情况下具有高运动的情境中,质量度量(例如 Q_{3RHR})仍可为高。当质量度量(例如 Q_{3RHR})为高时,执行自适应平滑化的自适应滤波器可对RHR中可见的心率改变快速做出响应,并且提供对FHR的对应更新。另一方面,如果存在弱光学心率信号,那么质量度量(例如 Q_{3RHR})可能更低。当质量度量(例如 Q_{3RHR})为低时,则自适应滤波器可修改自适应平滑化以减慢对FHR估计值的对应更新,进而减小杂散发射的效

应和误差。所揭示的实施例可使用各种自适应平滑化方法。举例来说,在一个实施例中,自适应滤波器可采取经修改、时变、非线性一阶递归自适应滤波器的形式。除上文所述的质量度量确定的滤波参数(例如 Q_{3RHR})以外,经修改的时变非线性一阶递归自适应滤波器还可包含用以限制某一时间周期内FHR相对于当前FHR的最大改变的参数。通过限制FHR相对于当前FHR的最大改变,经修改的时变非线性一阶递归自适应滤波器可抑制或最小化归因于噪声条件下的杂散发射和/或误差造成的RHR变化引起的假象。

[0090] 接下来,在框360中,在一些实施例中,可比较RHR和FHR,并且可基于所述比较的结果动态地获得第四质量度量 Q_{4RHR} 。举例来说,如果RHR和FHR之间的绝对差超过某一阈值,那么可降低所报告的质量。作为一个实例,

$$[0091] \quad Q_4 = \begin{cases} Q_{kRHR}, & \text{if } |RHR - FHR| \leq t \\ Q_{kRHR} * (1 - (|RHR - FHR| - t)), & \text{其中 } k = 1, 2, 3 \end{cases} \quad (4)$$

[0092] 因此,在一个实施例中,根据方程式(4),当 $|RHR - FHR| \leq t$ 时, Q_4 将保持任一先前值 Q_{kRHR} (其可为 Q_{1RHR} (对于 $k=1$); Q_{2RHR} (对于 $k=2$);或 Q_{3RHR} (对于 $k=3$)中的一者)。然而,当RHR和FHR之间的差的绝对值($|RHR - FHR|$)增加时, Q_4 将动态地且渐进地减小 Q_{kRHR} 的先前值。应注意,方程式(4)仅是一种响应于RHR和FHR之间的差的绝对值动态地更改质量度量的方法。一般来说,可使用各种其它功能确定如何调整质量度量。

[0093] 在框370中,可将FHR和/或 Q_4 报告给用户。举例来说,可提供对FHR和质量度量的视觉指示。可在显示器180上显示实际FHR值和质量度量。作为另一实例,可将图形或色彩经译码条形图或图表连同或代替FHR值和质量度量进行显示。在一些实施例中,可向用户提供触觉反馈以指示某些条件。举例来说,装置100可在达到指定心率时振动,或指示差错状况。

[0094] 取决于应用,可以通过各种技术实施本文所描述的方法。在实施本文所描述的方法时,可使用有形地体现指令的任何机器可读媒体。举例来说,软件代码可存储在存储器160中,并且由处理器150来执行。在一些实施例中,可将所述功能作为一或多个指令或代码存储在计算机可读媒体上。实例包含编码有数据结构的计算机可读媒体和编码有计算机程序的计算机可读媒体。计算机可读媒体包含物理计算机存储媒体。

[0095] 图11展示用于测量的示范性方法,其展示描绘以与所揭示的实施例一致的方式基于光学和运动传感器信号测量值获得例如心率等生物特征信息的示范性方法的流程图。在一些实施例中,装置100可使用处理器150、生物特征模块155和/或心率估计模块158中的一或多者部分地基于从光学传感器132接收的以及由运动传感器136测量的心血管参数测量值来执行方法1100的部分。在一些实施例中,可对光学和运动传感器信号周期性地取样,以获得光学传感器信号测量值305和运动传感器信号测量值315。

[0096] 在一些实施例中,在步骤1110中,可获得光学传感器信号的多个光学传感器信号测量值。举例来说,光学传感器信号测量值可部分地基于用户的至少一个心血管参数。

[0097] 接下来,在步骤1120中,可获得运动传感器信号的多个运动传感器信号测量值。举例来说,运动传感器信号测量值可部分地基于用户的运动。

[0098] 在步骤1130中,可将多个光学传感器信号测量值获得的谱峰值与从多个运动传感器信号测量值获得的谱峰值进行比较,以确定与光学传感器信号相关联的基频。在一些实施例中,为了确定基频,可从多个光学传感器信号测量值获得光学传感器信号的频域表

示,且可从多个运动传感器信号测量值获得运动传感器信号的频域表示。此外,可将光学传感器信号的频域表示中的谱峰值与运动传感器信号的频域表示中的谱峰值进行比较,以确定光学传感器信号的频域表示中的一或多个非运动相关谱峰值。可使用光学传感器信号的频域表示中的一或多个非运动相关谱峰值确定与光学传感器信号相关联的基频。

[0099] 在步骤1140中,可部分地基于基频估计第一心率。

[0100] 在步骤1150中,可获得与第一心率相关联的第一质量度量。在一些实施例中,第一质量度量可至少部分地基于:第一总和,其中所述第一总和是通过将对应于基频的谱峰值的幅值与光学传感器信号中的谱峰值的第一子集中的谱峰值的幅值相加获得的,其中谱峰值的第一子集是选自与光学传感器信号中的基频的整数倍相关联的谱峰值;以及第二总和,其通过使光学传感器信号中的谱峰值的第二子集中的谱峰值的幅值相加而获得的,其中所述谱峰值的第二子集是选自光学传感器信号中的谱峰值集。在一些实施例中,第一质量度量可计算为第一总和与第二总和的比率。

[0101] 在一些实施例中,所述方法可进一步包括:获得与第一心率相关联的第二质量度量。在一些实施例中,第二质量度量可部分地基于:第一功率,其对应于与基频相关联的谱峰值的功率;以及第二功率,其对应于距离基频一预定谱距离处的功率。举例来说,可获得作为第一功率与通过使第一功率与第二功率相加获得的总和的比率的第二质量度量。

[0102] 在一些实施例中,所述方法可进一步包括部分地基于第一质量度量和第二质量度量的数学组合获得第三质量度量。此外,可通过执行第一心率的自适应平滑化来估计第二心率,其中所述自适应平滑化部分地基于第三质量度量。在一些实施例中,所述方法可进一步包括获得第四质量度量,其中部分地基于第一心率和第二心率的比较动态地获得所述第四质量度量。在一些实施例中,在步骤1150完成后,即刻可在步骤1110处使控制返回到方法1100。

[0103] 提供对所揭示方面的先前描述以使得所属领域的任何技术人员能够制造或使用本发明。所属领域的技术人员将容易明白对这些方面的各种修改,且在不脱离本发明的精神或范围的情况下,可将本文中所定义的一般原理应用于其它方面。

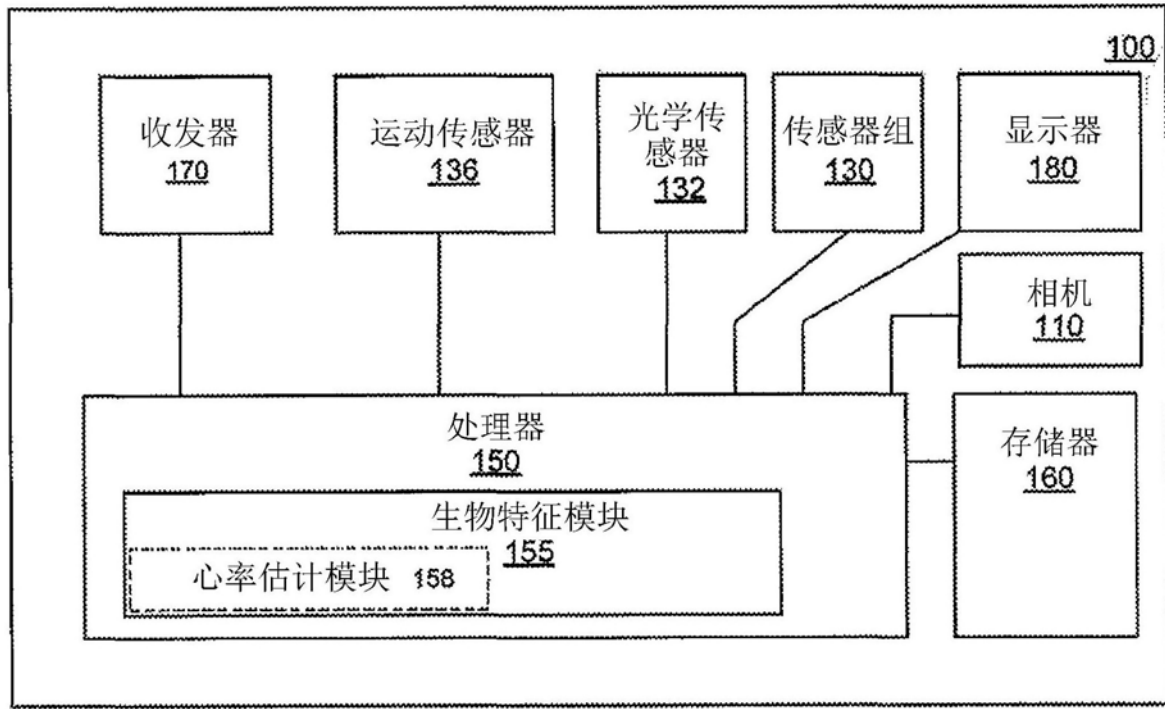


图1

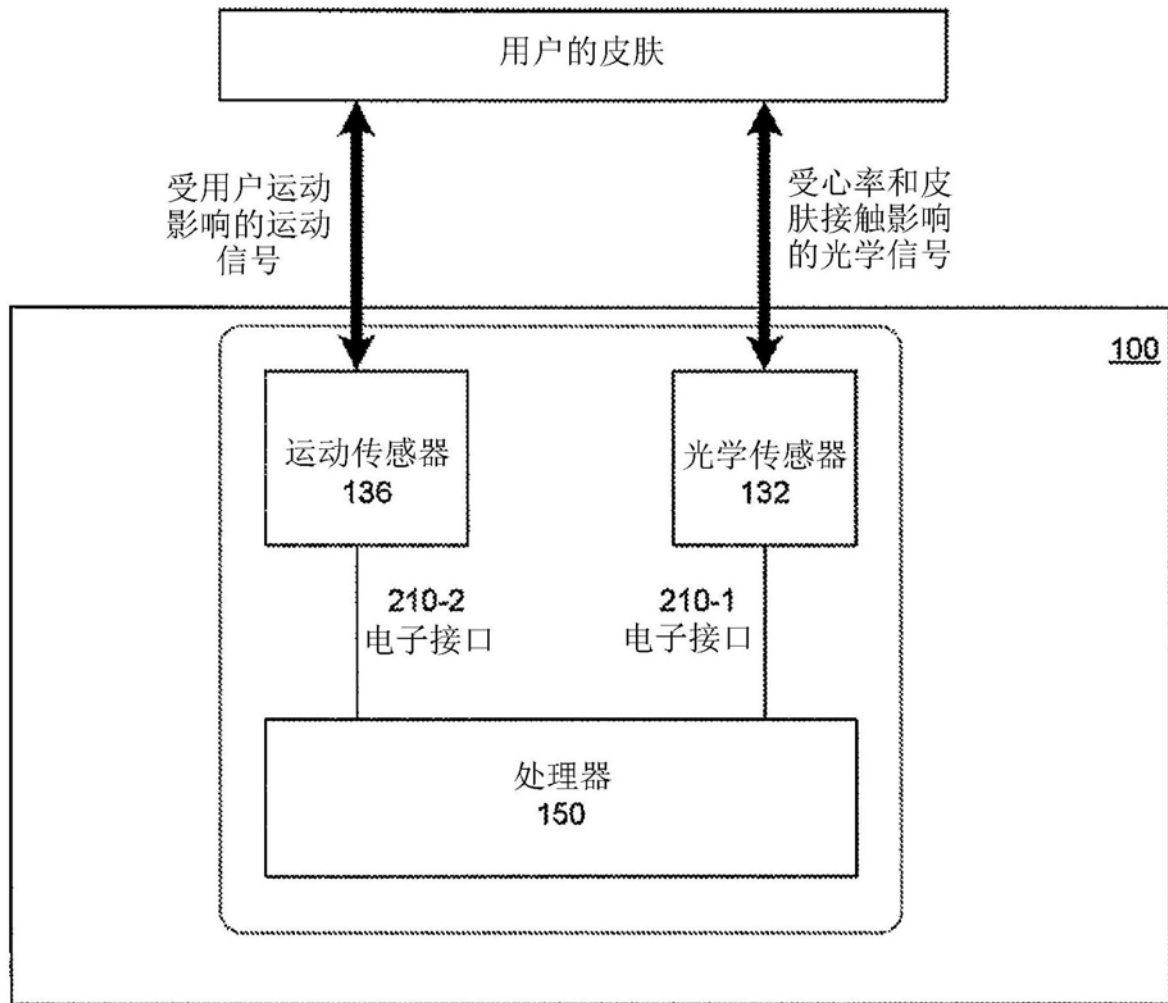


图2

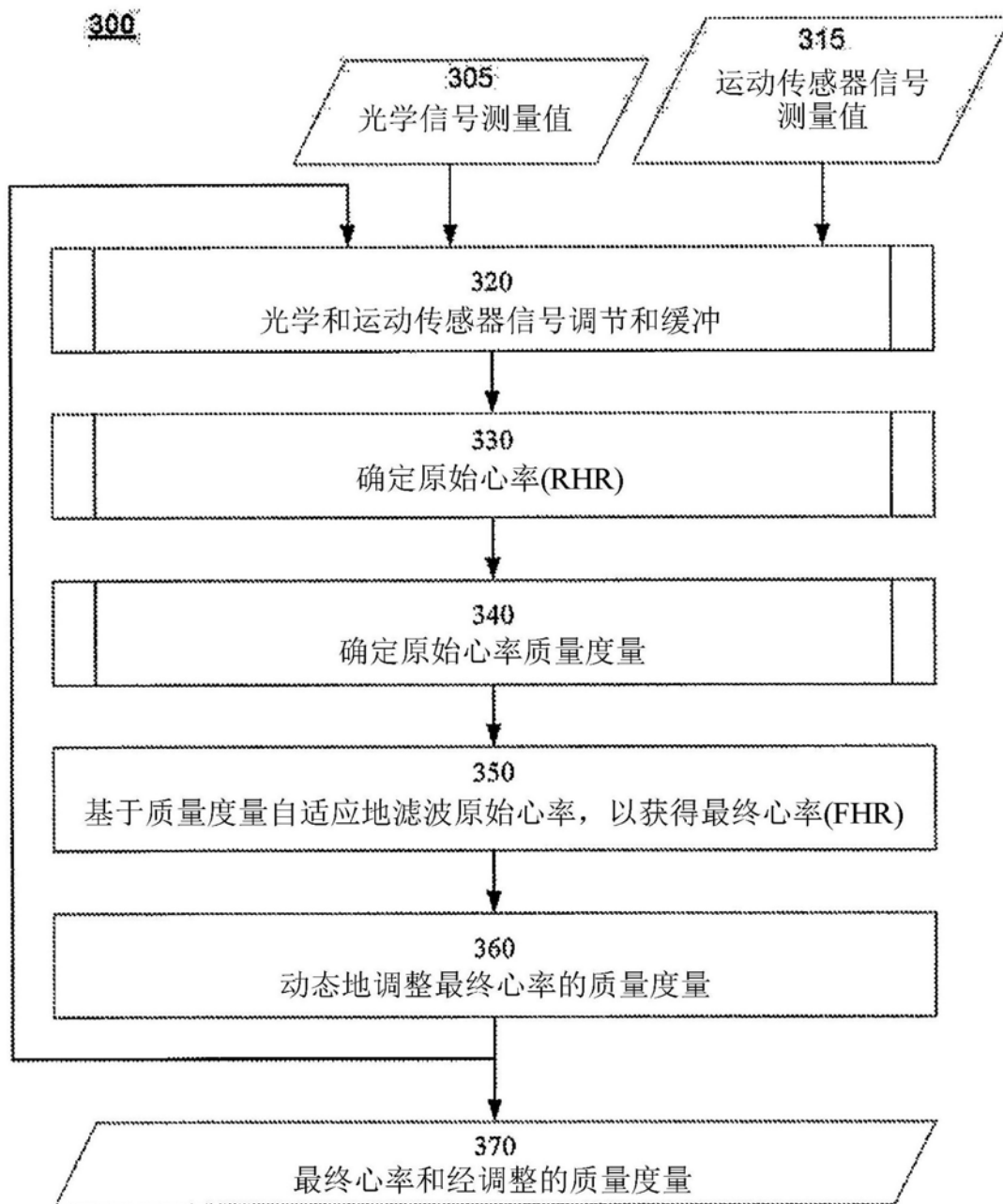


图3

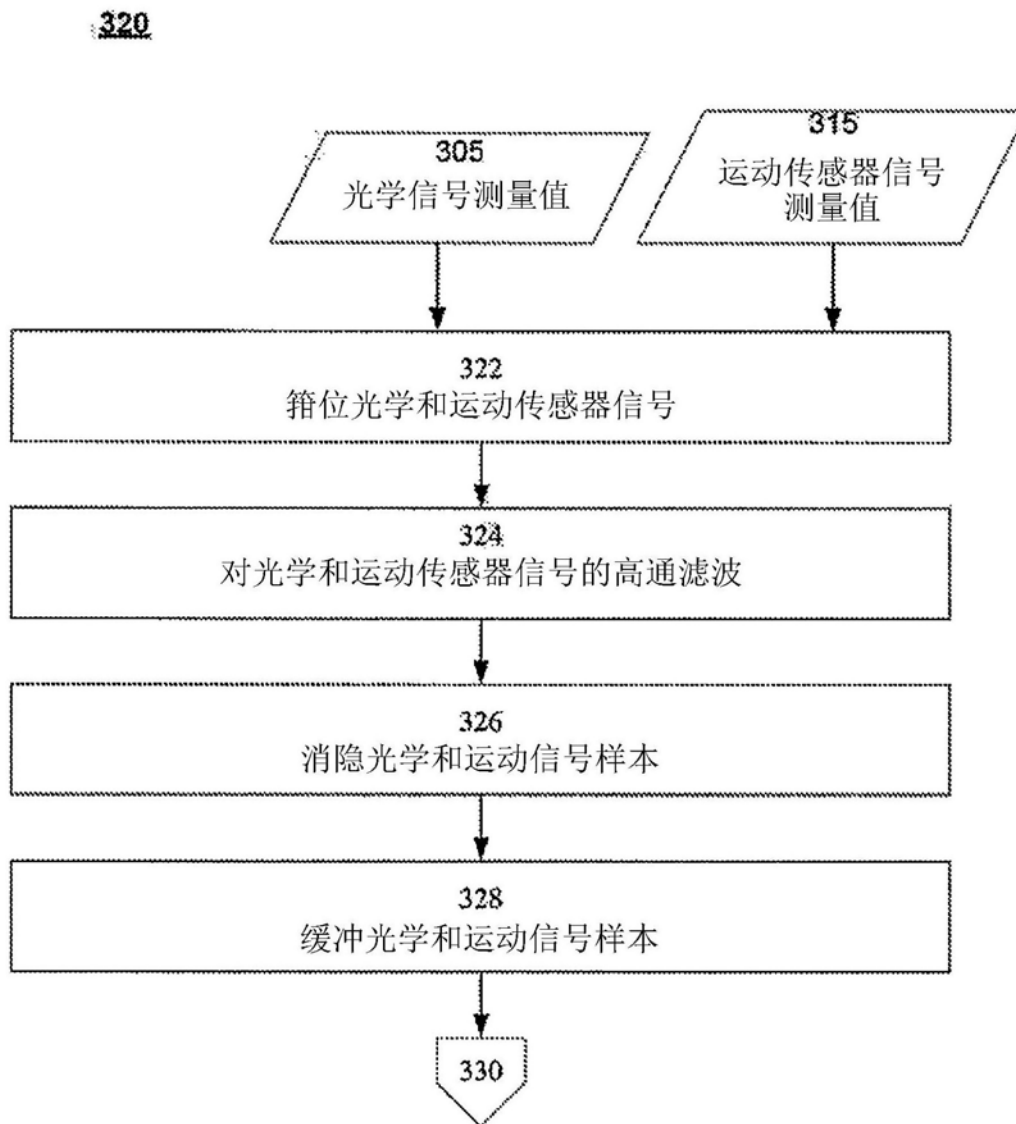


图4

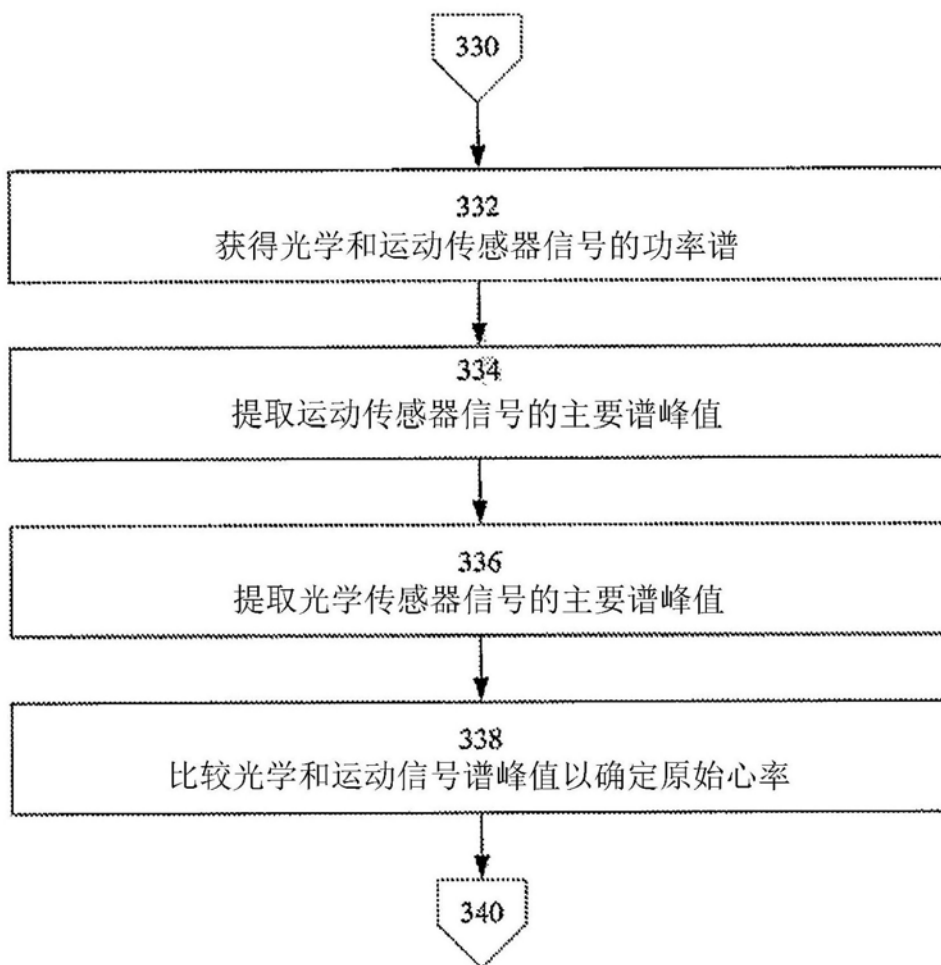
330

图5

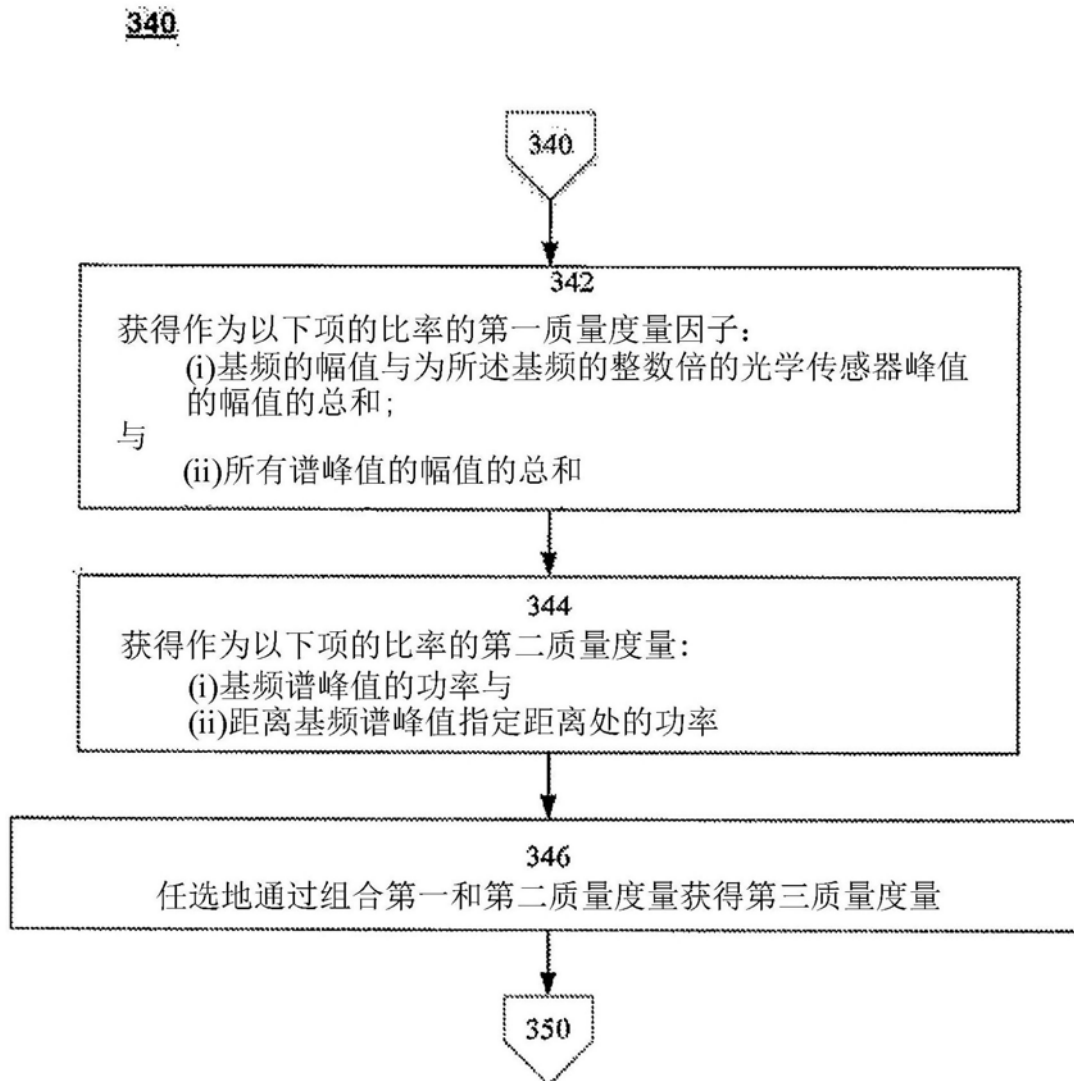


图6

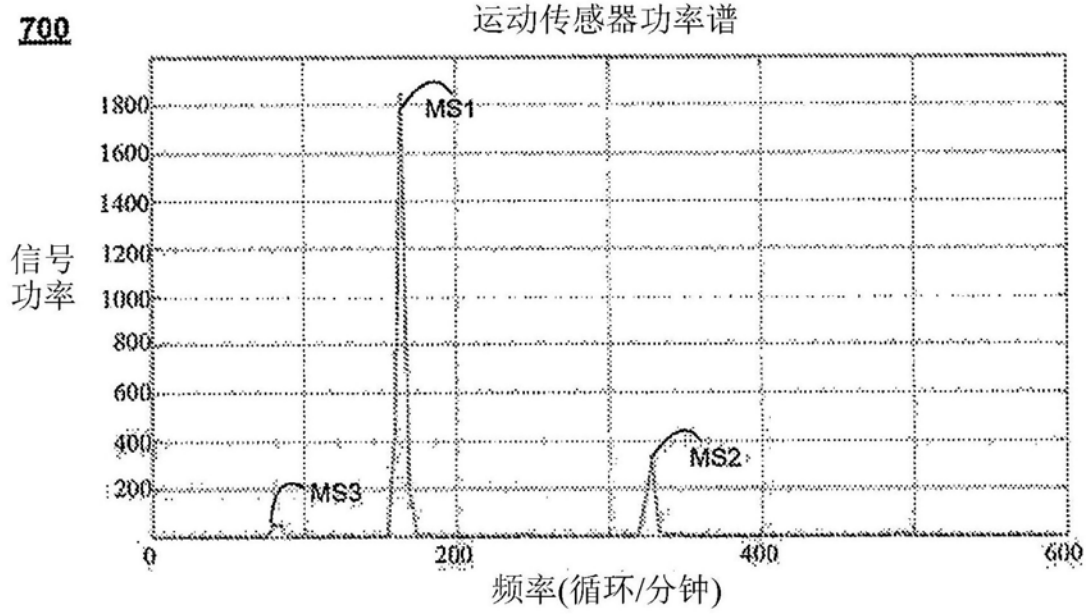


图7

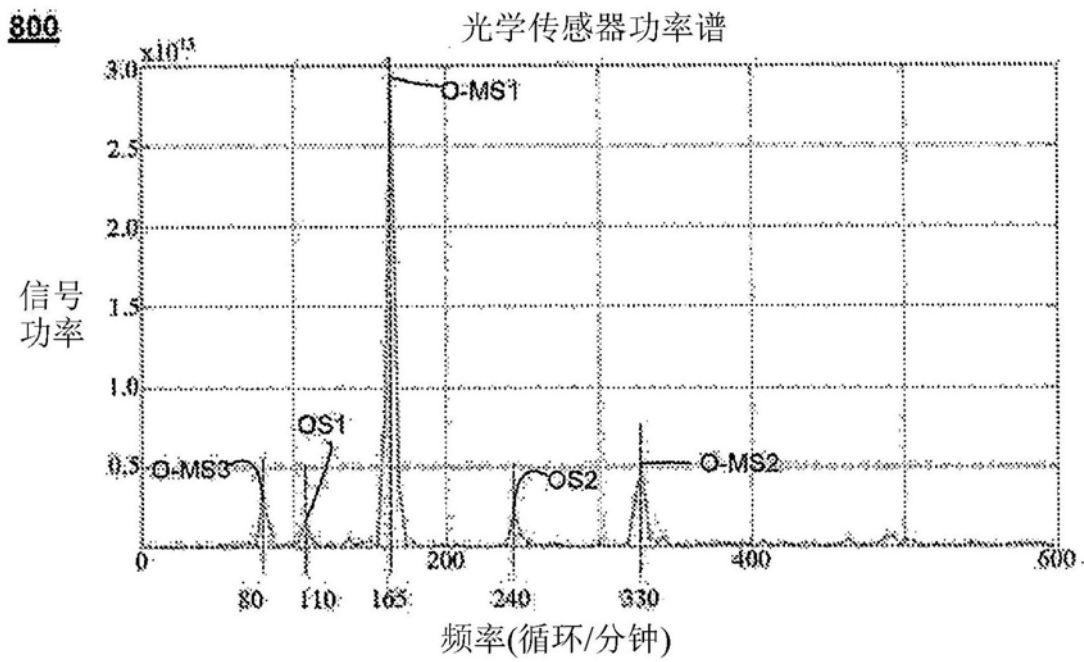


图8

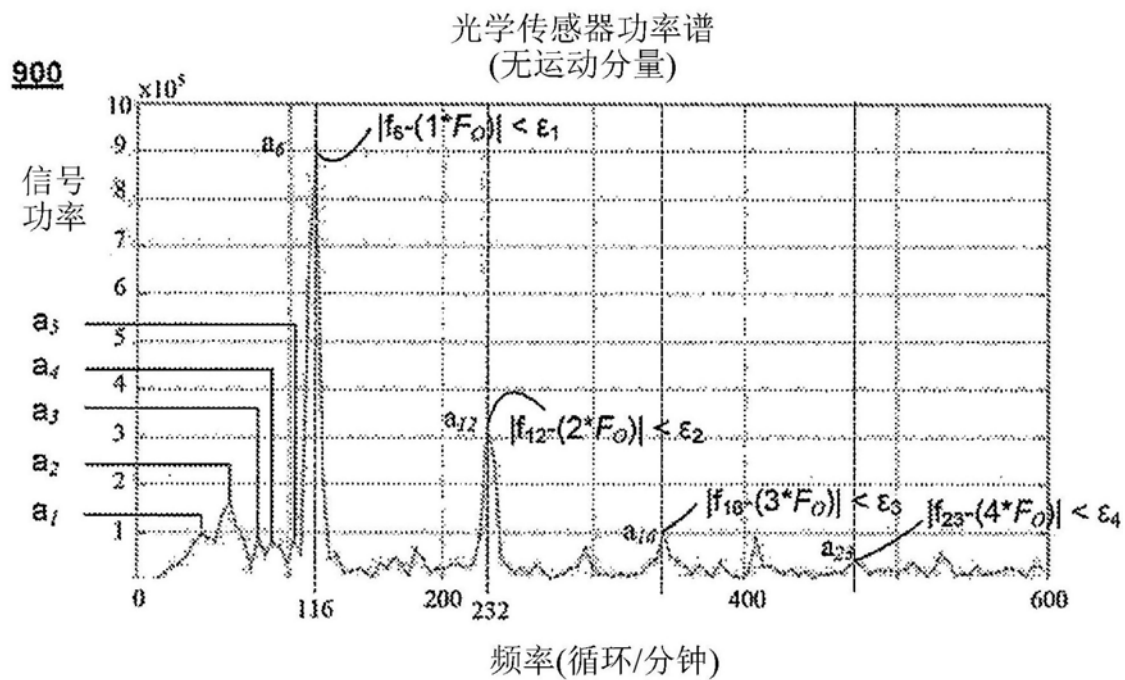


图9

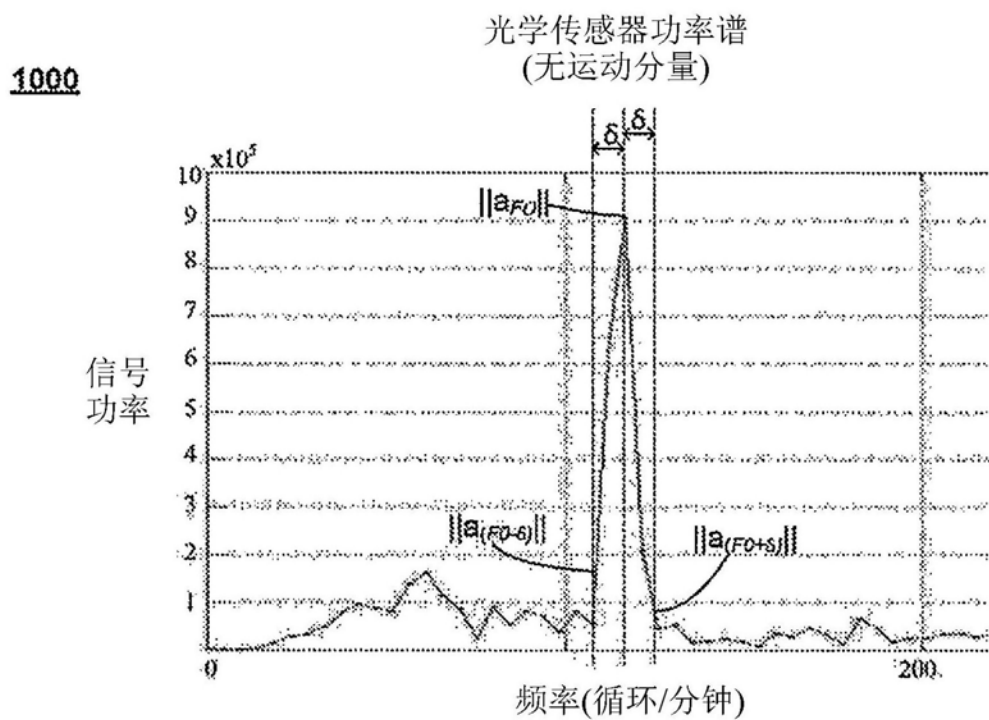


图10

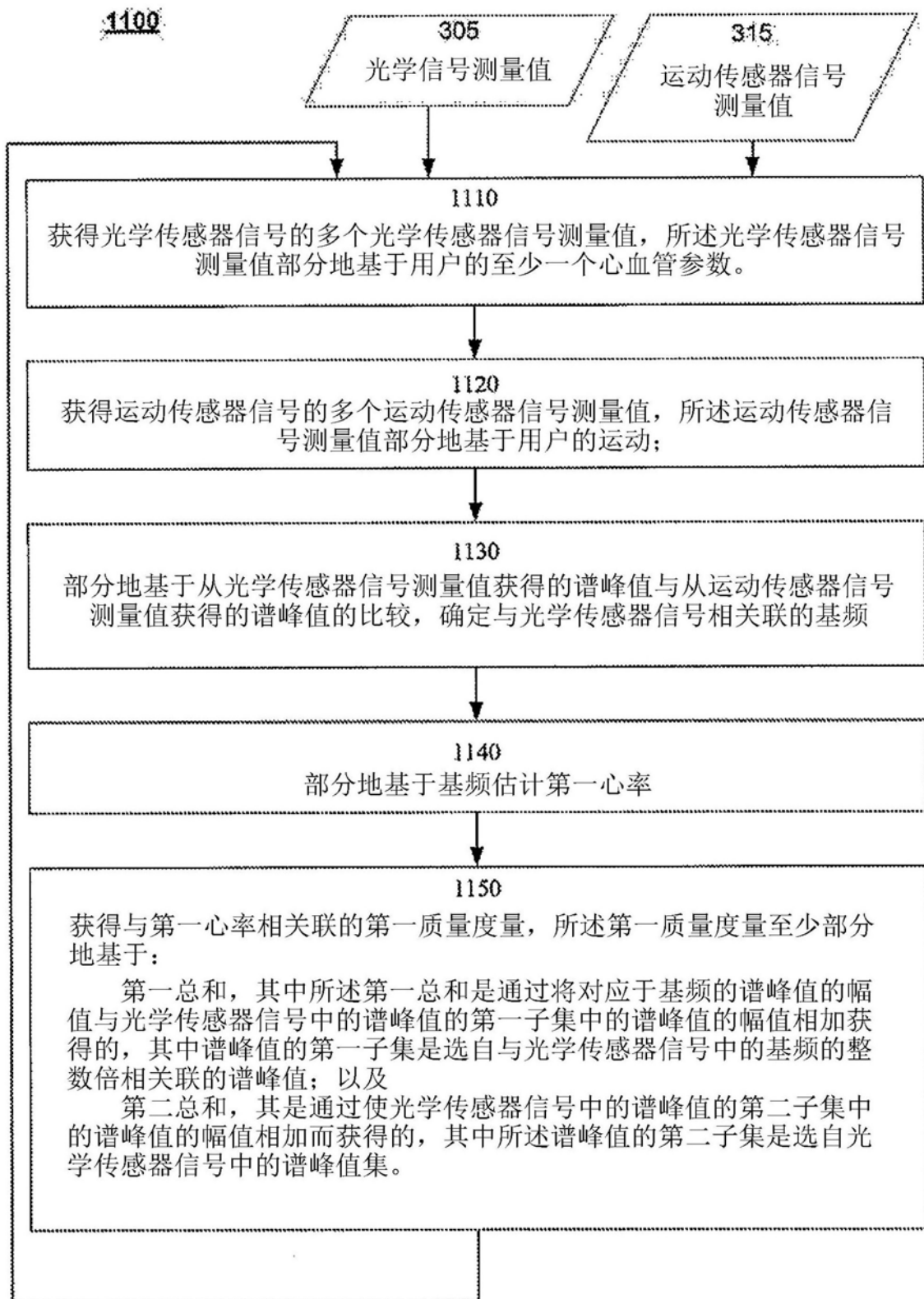


图11

专利名称(译)	稳健心率估计		
公开(公告)号	CN107708538B	公开(公告)日	2019-03-15
申请号	CN201680030580.6	申请日	2016-05-16
[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	拉曼萨马达尼 卡洛斯曼纽尔普伊赫 拉塞尔阿林马丁 维克托库里克		
发明人	拉曼·萨马达尼 卡洛斯·曼纽尔·普伊赫 拉塞尔·阿林·马丁 维克托·库里克		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/02427 A61B5/02438 A61B5/721 A61B5/7221 A61B5/7278		
优先权	14/741425 2015-06-16 US		
其他公开文献	CN107708538A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

所揭示的实施例涉及在存在运动和噪声的情况下对心率的测量。将光学传感器进行的测量中的谱峰值与从运动传感器信号测量获得的谱峰值进行比较，以获得光学传感器信号中的基频，其中所述基频与用户的心率相关联。可基于所述基频估计第一心率。可确定所述第一心率估计值的多种质量度量。可通过基于所述运动传感器信号的频域表示，处理所述光学传感器信号的频域表示，以确定第二估计的心率。可基于第一和第二估计的心率的比较，动态地调整所述先前确定的质量度量中的一或多个。

