



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106456022 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(21)申请号 201580028932.X

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

(22)申请日 2015.05.28

代理人 顾嘉运

(30)优先权数据

14/292,570 2014.05.30 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/00(2006.01)

2016.11.30

A61B 5/11(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/032774 2015.05.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/184030 EN 2015.12.03

(71)申请人 微软技术许可有限责任公司

地址 美国华盛顿州

(72)发明人 Z·刘 H·阿尔巴大卫

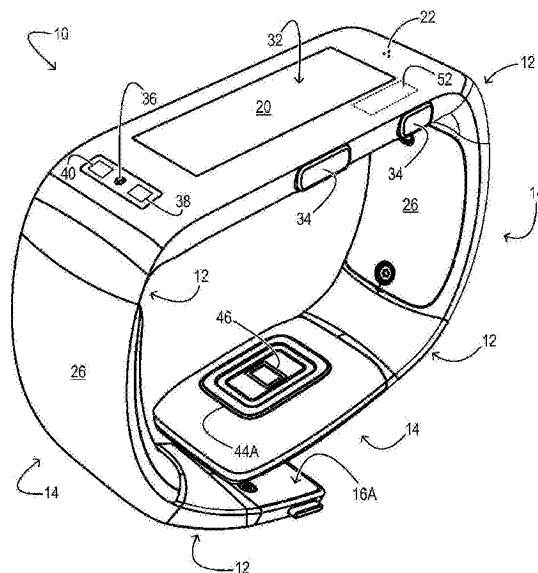
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54)发明名称

用于光学心率传感器的运动补偿

(57)摘要

一种用于光学心率传感器的方法包括识别在测试持续时间期间光学心率传感器的最小运动量并识别在测试持续时间期间光学心率传感器的平均运动量。如果在测试持续时间期间的最小运动量超过第一阈值,则即使在测试持续时间期间的平均运动量小于比第一阈值大的第二阈值,也对光学心率传感器的运动进行补偿。如果在测试持续时间期间的最小运动量低于第一阈值,则即使在测试持续时间期间的平均运动量大于第二阈值,也不对光学心率传感器的运动进行补偿。



1. 一种光学心率感测的方法,包括:
  - 从一个或多个运动传感器接收运动信号;
  - 从所述运动信号中识别在测试持续时间期间光学心率传感器的最小运动量;
  - 从所述运动信号中识别在所述测试持续时间期间所述光学心率传感器的平均运动量;
  - 如果在所述测试持续时间期间的所述最小运动量超过第一阈值,则即使在所述测试持续时间期间的所述平均运动量小于比所述第一阈值大的第二阈值,也对所述光学心率传感器的运动进行补偿;以及
  - 如果在所述测试持续时间期间的所述最小运动量低于所述第一阈值,则即使在所述测试持续时间期间的所述平均运动量大于所述第二阈值,也忽略对所述光学心率传感器的运动的补偿。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,识别在所述测试持续时间期间所述光学心率传感器的所述最小运动量还包括:
  - 识别在所述测试持续时间期间的所述运动信号的最小值。
3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述测试持续时间包括相等长度的多个时间周期,并且其中,识别在所述测试持续时间期间的所述运动信号的最小值还包括:
  - 针对所述多个时间周期的每个时间周期,基于该时间周期的所述运动信号的最小值和该时间周期的所述运动信号的最大值确定所述运动信号的差值。
4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,识别在所述测试持续时间期间所述运动信号的最小值还包括:
  - 基于针对所述多个时间周期的每个时间周期所确定的所述运动信号的差值来确定所述测试持续时间的最小差值。
5. 如权利要求4所述的方法,其特征在于,所述一个或多个运动传感器包括三轴加速度计,并且其中所述运动信号包括针对每个轴的信号通道。
6. 如权利要求5所述的方法,其特征在于,基于针对所述多个时间周期的每个时间周期所确定的差值来确定所述测试持续时间的最小差值还包括:
  - 针对每个时间周期,基于该时间周期的所述信号通道的最小值和该时间周期的所述信号通道的最大值确定每个信号通道的差值;以及
  - 基于针对所述多个时间周期的每个时间周期所确定的每个信号通道的差值来在所述测试持续时间上为每个信号通道确定最小差值。
7. 如权利要求6所述的方法,其特征在于,基于针对所述多个时间周期的每个时间周期所确定的差值来确定所述测试持续时间的最小差值还包括:
  - 基于为每个信号通道所确定的最小差值来确定总体运动最小值;以及
  - 将所述总体运动最小值与所述第一阈值进行比较。
8. 一种光学心率传感器,包括:
  - 被配置成透过用户的皮肤照亮一根或多根血管的光源,
  - 被配置成测量来自所述一根或多根血管的光照的光学传感器;
  - 三轴加速度计;以及
  - 存储机,所述存储机保持能由所述逻辑机执行以进行以下操作的指令:
    - 从所述光学传感器接收光学信号;

从所述三轴加速度计接收运动信号,所述运动信号包括三个信号通道;

确定在所述测试持续时间期间的所述运动信号的最小差值;

确定在所述测试持续时间期间的所述运动信号的最大幅度;

在所述测试持续时间上的所述运动信号的最小差值大于第一阈值且在所述测试持续时间上的所述运动信号的最大幅度小于第二阈值的情况期间,将第一运动过滤器应用到所述光学信号,所述第二阈值大于所述第一阈值;

在所述测试持续时间上的所述运动信号的最小差值小于所述第一阈值的情况期间,即使在所述测试持续时间上的所述运动信号的最大幅度大于所述第二阈值,也不将运动过滤器应用到所述光学信号;

在所述测试持续时间上的所述运动信号的最小差值大于所述第一阈值且在所述测试持续时间上的所述运动信号的最大幅度小于所述第二阈值的情况期间,基于所述经过滤的光学信号指示用户的心率;以及

在所述测试持续时间上的所述运动信号的最小差值小于所述第一阈值的情况期间,即使在所述测试持续时间上的所述运动信号的最大幅度大于所述第二阈值,也基于所述未经过滤的光学信号指示用户的心率。

9. 如权利要求8所述的光学心率传感器,其特征在于,确定在所述测试持续时间上的所述运动信号的所述最小差值的所述指令包括可执行下述操作的指令:

针对所述多个时间周期的每个时间周期,基于该时间周期的所述信号通道的最小值和该时间周期的所述信号通道的最大值确定每个信号通道的差值;以及

基于针对所述多个时间周期的每个时间周期所确定的每个信号通道的差值来在所述测试持续时间上为每个信号通道确定最小差值。

10. 如权利要求9所述的光学心率传感器,其特征在于,确定在所述测试持续时间上的所述运动信号的所述最小差值的所述指令包括可执行下述操作的指令:

基于为每个信号通道所确定的最小差值来确定总体运动最小值;以及  
将所述总体运动最小值与所述第一阈值进行比较。

## 用于光学心率传感器的运动补偿

### 附图简述

[0001] 图1A和1B示出了可穿戴电子设备。

[0002] 图2示意性地示出了可以被包括在图1A-1B的可穿戴电子设备中的示例光学心率传感器。

[0003] 图3A-3C示出穿戴传感和逻辑系统的用户以及穿戴传感和逻辑系统所输出的示例数据跟踪的描绘。

[0004] 图4示出一种用于确定是否将运动补偿应用到光学信号的示例方法。

[0005] 图5示出在处理之前和之后由运动传感器输出的示例数据跟踪。

[0006] 图6示例性地示出了可用于在预定条件期间将运动补偿应用于光学信号的传感和逻辑系统。

### 详细描述

[0007] 本发明旨在对光学心率传感器的运动补偿。例如,当光学心率传感器的最小的运动量超出阈值达测试一持续时间时可以将运动补偿应用于光学信号。尽管如下在可穿戴计算设备的环境中描述,但是可以理解将运动补偿应用于光学心率传感器的光学信号,如在此所述,可以在许多不同的应用中使用,并且与各种不同类型的传感和逻辑系统一起使用。

[0008] 将光学心率传感器结合到可穿戴计算设备中允许用户监控健康因素,诸如心率、消耗的热量、对努力运动的响应、心率变异性等。然而,来自光学传感器的信号随着增加的运动可能在质量方面降级,因为用户的运动可能改变了在光学传感器之下的皮肤、组织和血管的光学属性。这样,在从光学信号中识别出心率之前可以将运动补偿应用到光学信号。然而,运动补偿必须被选择性地应用。如果被应用地太过保守,则光学信号中的运动频率对于心跳而言是错误的。如果被应用地激进,则光学信号中的心率频率将被过滤掉,仅留下随机噪声。

[0009] 在所谓的“手部把握运动”期间,例如当用户骑行固定自行车时,运动补偿的应用尤其具有挑战性。如果可穿戴计算设备是手腕佩戴形状因子,则当用户的手被锚定到固定自行车的手把时,计算设备可以实现相对低的移动量。然而,用户下身的连续移动,具体而言是用户的脚步,独立于由耦合到可穿戴计算设备的运动传感器所指示的运动的幅度,影响了光学传感器输出的信号。基于移动的幅度确定是否应用运动补偿的方法可能在手部把握锻炼期间无法应用运动补偿,并且这样指示了不准确的心率。如果移动阈值被设置得相对低,则尽管用户在休息但偶发移动可能触发未经批准的运动补偿。

[0010] 根据本公开,在测试持续时间上的最小的运动量被用于确定是否应用运动取消。这样,在手部把握运动的情况下,用户的手的恒定的低强度的移动将足以触发运动补偿。然而,在休息时,偶发移动将不会影响用户的最小运动量,并且因此将不应用运动补偿。

[0011] 图1A和1B示出了可穿戴电子设备10形式的示例传感和逻辑系统的各个方面。所示的设备是带状的并且可被佩戴在手腕上。设备10包括连接欠弯曲区域14的至少四个弯曲区域12。在一些示例中,设备10的弯曲区域可以是弹性体的。紧固部件16A和16B被安排在设备的两端。弯曲区域和紧固部件使该设备能够被闭合成环并且被佩戴在用户的手腕上。在其

他实现中,更加伸长的带状可穿戴电子设备可被穿戴在用户的二头肌、腰、胸、踝、腿、头或身体其他部分上。例如,该设备可采取眼镜、头带、袖标、护踝带、胸带或植入组织中的植入式设备的形式。

[0012] 可穿戴电子设备10包括集成在区域14中的各种功能组件。具体地,该电子设备包括计算系统18、显示器20、扬声器22、通信套件24以及各种传感器。这些组件从一个或多个能量存储单元26中汲取能量。电池(例如锂离子电池)是适合该目的的一种类型的能量存储单元。替代的能量存储单元的示例包括超级以及究极电容器。如附图所示,在佩戴于用户手腕上的设备中,该能量存储单元可被弯曲以适合手腕。

[0013] 一般而言,能量存储单元26可以是可替换的和/或可再充电的。在一些示例中,再充电能量可通过通用串行总线(USB)端口30提供,该端口包括磁性锁来可释放地固定互补的USB连接器。在其他示例中,能量存储单元可通过无线感应或环境光充电来再充电。在又一些其他示例中,该可穿戴电子设备可包括机电部件以通过用户偶然的或有意的身体运动对能量存储单元充电。例如,电池或电容器可通过集成在设备10中的机电发电机来被充电。该发电机可被机械电枢驱动,当用户移动并且穿戴设备10时该机械电枢转动。

[0014] 在可穿戴电子设备10中,计算系统18位于显示器20之下并且可操作地耦合到该显示器,以及扬声器22、通信套件24和各种传感器。该计算系统包括数据存储机27来保持数据和指令以及逻辑机28来执行指令,参考图6进一步描述计算系统的各个方面。

[0015] 显示器20可以是任何合适类型的显示器。在一些配置中,可使用轻薄、低功耗发光二极管(LED)阵列或液晶显示(LCD)阵列。在一些实现中,LCD阵列可从背后照亮。在其他实现中,反射式LCD阵列(例如,硅上的液晶,LCOS阵列)可经由环境光从正面照亮。弯曲显示器也可被使用。此外,AMOLED或量子点显示器可被使用。

[0016] 通信套件24可包括任何适当的有线或无线通信部件。在图1A和1B中,该通信套件包括USB端口30,其可被用于在可穿戴电子设备10和其他计算机系统之间交换数据以及提供充电电源。该通信部件可进一步包括双向蓝牙、Wi-Fi、蜂窝、近场通信和/或其他无线电设备。在一些实现中,该通信套件可包括额外的针对光通信、视距(例如,红外)通信的收发机。

[0017] 在可穿戴电子设备10中,触摸屏传感器32与显示器20耦合并且被配置成接收来自用户的触摸输入。该触摸屏可以是电阻式、电容式或基于光学的。按钮传感器可被用于探测可包括摇臂的按钮34的状态。来自按钮传感器的输入可被用于执行主页键或开关特征,控制音频音量,打开或关闭话筒等。

[0018] 图1A和1B示出了可穿戴电子设备10的各种其他传感器。这样的传感器包括话筒36、可见光传感器38、紫外线传感器40,以及环境温度传感器42。该话筒向计算系统18提供可被用于测量环境声级或接收来自穿戴者的语音命令的输入。来自可见光传感器、紫外线传感器和环境温度传感器的输入可被用于评估穿戴者所处环境的各方面,即温度、整体照明水平以及该穿戴者在室内或在室外。

[0019] 图1A和1B示出了当可穿戴电子设备10被穿戴时接触穿戴者的皮肤的一对接触传感器模块44A和44B。该接触传感器模块可包括独立的或协作的传感器元件来提供多个传感功能。例如,该接触传感器模块可提供测量用户皮肤的电阻和/或电容的电阻和/或电容传感功能。例如,计算系统18可使用此输入来评估该设备是否被穿戴。在一些实现中,该传感

功能可被用于确定该可穿戴电子设备正多紧密地被穿戴着。在所示的配置中,所述两个接触传感器模块之间的间隔提供用于皮肤阻抗的更准确的测量的相对较长的电气路径长度。在一些示例中,接触传感器模块也同样提供该用户的皮肤温度的测量。在所示配置中的被布置在接触传感器模块44B内部的是光学心率传感器46。该光学心率传感器模可包括光源和匹配的光学传感器,它们被用于通过皮肤中的毛细血管来确定血流并从而提供对该穿戴者的心率、血氧水平、血糖水平和/或其他具有光学性质的生物标记的测量。参考图2提供关于该光学心率传感器、光源以及光学传感器的进一步细节。

[0020] 可穿戴电子设备10可同样包括诸如加速计48、陀螺仪50以及磁力计51的运动传感部件。该加速计和陀螺仪可提供沿三条正交轴的惯性和/或旋转速率数据以及关于三条轴的旋转数据,作为结合的六个自由度。该传感数据能被使用来提供例如步数计或卡路里计数功能。来自加速计和陀螺仪的数据可与来自磁力计的地磁数据结合以进一步定义按照地理方位的惯性和旋转数据。该可穿戴电子设备可同样包括全球定位系统(GPS)接收器52来确定穿戴者的地理位置和/或速度。在一些配置中,该GPS接收器的天线可以是相对柔性的并且延伸到弯曲区域12。

[0021] 计算系统18经由本文所述的传感功能被配置成获取关于可穿戴电子设备10的该穿戴者的各种形式的信息。必须怀着对穿戴者的隐私的最大的尊敬来获取及使用这样的信息。因此,该传感功能可在该穿戴者的选择参与的约束下被执行。在其中个人数据在设备上被收集并且为了处理而传输至远程系统的实现中,该数据可被匿名。在其他示例中,个人数据可被限于该可穿戴电子设备,并且只有非个人的汇总数据传输至该远程系统。

[0022] 图2示出了传感和逻辑系统100的示意描绘,该系统100耦合到用户101的手腕使得光学心率传感器102邻近用户101的皮肤103。光学心率传感器102包括被配置成透过用户的皮肤照亮血管的光源104,以及被配置成测量来自血管的反射光照的光学传感器105。例如,光源104可包括一个或多个LED发射器,而光源105可包括一个或多个匹配的光电二极管以基于该光源输出的光的频率探测各频率的光。光学心率传感器102可被耦合在外壳107内,该外壳107被配置成促进传感器102与皮肤103之间的接触,并且进一步被配置成阻止、过滤或以其他方式限制环境光到达光学传感器。以此方式,到达光学传感器105的大部分光可能是源自光源104的被皮肤103下的血管109反射回的光。作为示例,图1A示出了可穿戴电子设备10,其被配置成安置光学心率传感器46,使得当该可穿戴电子设备被用户穿戴时其光源可照亮位于用户前臂的皮肤之下的毛细血管。在其他配置中,光学心率传感器可被置于可穿戴电子设备内,使得当该可穿戴电子设备被用户穿戴时光源透过用户的皮肤照亮桡动脉。或者,光学心率传感器和与其相关的计算系统可被分开地安置并且被配置成通过通信套件通信。例如,光学心率传感器可被包括在头戴式耳机中并且被配置成当该头戴式耳机被用户佩戴时照亮位于用户耳垂的毛细血管,同时计算系统驻留在手腕佩戴的计算设备中,该计算设备被配置为通过例如无线通信与头戴式耳机通信。光学传感器可被配置成感测透射过位于用户的皮肤(例如,手腕)之下的血管反射的光,或者该光学传感器可被配置成感测透射过位于用户的皮肤(例如,耳垂)之下的血管的光。

[0023] 计算系统110可包括光学心率传感器控制子系统111。光学心率传感器控制子系统111可向光源104和光学传感器105提供控制信号。光学心率传感器控制子系统111可接收来自光学传感器105的原始信号,并可进一步处理该原始信号以确定心率、热量支出等。经处

理的信号可经由计算系统110储存及输出。被发送至光源104和光学传感器105的控制信号可以基于从光学传感器105接收到的信号、一个或多个运动传感器、环境光传感器、储存在计算系统110中的信息、输入信号等。

[0024] 来自光学传感器的信号随着增加的运动可能在质量方面降级,因为用户的运动可能改变了在光学传感器之下的皮肤、组织和血管的光学属性。而且,用户运动可能影响了通过用户的组织的血液和其它液体的移动。这样,在确定用户的心率之前,可能需要基于用户的移动过滤或以其它方式调节由光学传感器输出的信号。传感和逻辑系统100可以包括通信耦合到计算系统108的运动传感器套件120。来自运动传感器套件120的信号可以被提供给光学心率控制子系统111。运动传感器套件120可以包括陀螺仪125和加速度计130。陀螺仪125和加速度计130可以是三轴运动传感器。因此,陀螺仪125和加速度计130可以记录并传送每个轴的信号信道。

[0025] 图3A-3C示出穿戴传感和逻辑系统302的用户301的描绘。传感和逻辑系统302以耦合到用户301的手腕的可穿戴计算设备的形式被示出。传感和逻辑系统302包括计算系统、一个或多个运动传感器和光学心率监视器,所述光学心率监视器包括光源和光学传感器。图3A示出处于相对高运动强度(例如慢跑)的状态中的用户301。图3B示出了处于相对适中运动强度(例如骑固定自行车)的状态中的用户301,尽管是在其中传感和逻辑系统302以相对低的强度移动的状态。图3C示出处于相对低移动强度(例如坐着)的状态中的用户301。

[0026] 图3A示出了由耦合在传感和逻辑设备302内的运动传感器所看到的相对移动的示例图表310。图表310包括指示由运动传感器输出至计算系统的信号幅值随时间的标绘312。标绘312可以表示来自一个或多个传感器(例如x轴加速度计、y轴加速度计和z轴加速度计)的运动。虽然用户301正在慢跑,但用户的手腕处于一致的、相对高的运动强度的状态中。线315表示在时间 $t_0$ 和时间 $t_1$ 之间的标绘312的平均运动幅值。

[0027] 如参考图2所述,由光学传感器输出的信号质量可能随增加的运动而降级。图3A示出了由耦合在传感和逻辑设备302内的光学传感器所生成的光学信号的示例图表320。图表320包括指示由光学传感器输出至计算系统的信号幅值随时间的标绘321。每次心跳产生一个幅值峰值,例如幅值峰值322和323。在连续的峰值之间的时间长度可被用于确定用户的心率。当峰值幅值随心跳到心跳而改变时,可以通过替换峰值检测或除了峰值检测之外的其它方法来计算心率。例如零轴324可以被确定并被应用到数据。这样,每次心跳包括两个零交叉事件、一个负到正零交叉事件,例如零交叉事件325和327,以及一个正到负零交叉事件,例如零交叉事件326和328。这样,在交替的零交叉事件(例如零交叉事件325和327或326和328)之间的时间长度可以被用于确定心率。

[0028] 然而,由于用户301的移动,标绘321具有相对低的信噪比。在标绘321中示出的许多峰值和零交叉事件不是源自用户301的脉搏,并且不能表示心率。例如,在329处指示的高频峰值可能源自漏光或其它不利的条件。在确定心率之前,原始光学信号可以首先被处理和平滑,以便对检测到的运动进行补偿。可以基于从运动传感器接收到的信号对原始光学信号进行滤波,以便从该光学信号中移除运动分量,从而改善了后续导出的心率的精确度。

[0029] 图3B示出了由耦合在传感和逻辑设备302内的运动传感器所看到的相对移动的示例图表330。图表330包括指示由运动传感器输出至计算系统的信号幅值随时间的标绘332。虽然用户301正在骑健身自行车,用户的手腕并且因此传感和逻辑设备302处于一致的、相

对低的运动强度的状态中。线335表示在时间 $t_0$ 和时间 $t_1$ 之间的标绘332的平均运动幅值。

[0030] 尽管在本示例中用户301的手腕具有相对低的运动强度,用户下身的连续移动(包括脚步)独立于由运动传感器所指示的运动的幅度,影响了光学传感器输出的信号。在“手部把握锻炼”(例如骑固定自行车、踏步运动或其它体育活动)期间,可以导出该运动简档,在所述锻炼中用户的下身处于连续、高强度运动中,而用户的手支撑在固定表面上。

[0031] 图3B示出了由耦合在传感和逻辑设备302内的光学传感器所生成的光学信号的示例图表340。图表340包括指示由光学传感器输出至计算系统的信号幅值随时间的标绘342。用户301的运动可能足以创建可能减少光学信号的信噪比的谐波频率或二重线。例如,峰值343和344可以包括单次心跳。类似地,零轴345可以在单次心跳期间重复交叉,例如针对零交叉事件346、347和348。因此,在心率确定之前,运动补偿可以被应用于标绘342。平滑标绘342所需的运动补偿量可以小于平滑标绘321所需的运动补偿量或与所检测到的相对高的运动量相关联的其它光学信号。

[0032] 图3C示出了由耦合在传感和逻辑设备302内的运动传感器所看到的相对移动的示例图表350。图表350包括指示由运动传感器输出至计算系统的信号幅值随时间的标绘352。尽管用户301在休息,用户的手腕处于非常低的运动强度的状态,但零星移动仍然可能发生,例如在353和354处示出的移动。线335表示在时间 $t_0$ 和时间 $t_1$ 之间的标绘332的平均运动幅值。

[0033] 由于在该示例中用户301的手腕主要处于非常低的运动强度的状态中,在确定用户的心率之前将运动补偿应用到光学信号可能并非有利的。图3C示出了由耦合在传感和逻辑设备302内的光学传感器所生成的光学信号的示例图表360。图表360包括指示由光学传感器输出至计算系统的信号幅值随时间的标绘362,其中在365处指示了零轴。在标绘352中的353和354处示出的零星移动可能引起次峰和零交叉事件,如在366和367处所示。在零星移动期间所生成的峰值和/或零交叉事件可以在确定用户的心率时被简单地丢弃,而不是将运动补偿应用到整个光学信号。

[0034] 可以在心率确定之前做出应用或不应用运动取消的决策。根据简单化策略,将来自运动传感器的信号幅度与阈值进行比较。所述幅度可以基于在一个时间周期上的运动信号的最大幅度,或可以基于在一个时间周期上的运动信号的平均幅度。然而,要以一种导致运动补偿被恰当地应用(或不被应用)的方式为这些方案设定阈值是困难的。在图3B和3C中,各个运动信号的平均幅度是相似的。而且,标绘352的最大幅度大于标绘332的最大幅度。使用基于运动信号的最大振幅或平均振幅作为阈值可能导致在图3C中应用运动补偿,而在图3B中不应用,其中,相反的应用可能是更可取的。在需要时却不应用运动补偿可能导致心率主要基于运动率被导出。当不需要时应用运动补偿可能导致光学信号的心跳导出部分被从信号中过滤掉。随后,心率可能是主要依据随机噪声被导出。而且,运动补偿量可能是移动量的函数。在不需要时应用激进的运动补偿还可能将与心率导出有关的数据过滤掉。传感和逻辑设备可能以各种模式操作,例如锻炼模式和日常模式。然而,如在图3A和3B中所示,用户可以参与到由各种运动强度程度所表征的体育活动或锻炼中。这样,一种类型的运动取消可能并不适用于在具体操作模式期间用户可能参与的所有的活动。

[0035] 将表示处于休息的用户的运动信号相对于表示正在执行手部把握锻炼的用户的运动信号区分开来可以通过确定在一个时间周期上的最小移动量来完成。例如,标绘332的

最小幅度大于标绘352的最小幅度,因为图3B中的用户在不断移动,而传感和逻辑设备在用户手腕处以相对低的强度移动。相反,图3C中的用户主要在休息(例如零或最小移动),同时做出某些零星移动。

[0036] 图4示出针对光学心率传感器的确定是否将运动补偿应用到光学信号中的示例方法。在405,方法400包括从一个或多个运动传感器接收信号。一个或多个运动传感器可以包括陀螺仪和/或加速度计。陀螺仪和/或加速度计可以是三轴运动传感器。在这些示例中,运动信号可以包括针对每个轴的信号通道。在410处继续,方法400包括从光学传感器接收信号。所述光学信号可以指示来自光源经由用户的皮肤所照亮的的一个或多个血管的经反射的照明。

[0037] 在415处继续,方法400包括识别在测试持续时间期间光学心率传感器的最小运动量。这可以包括识别在测试持续时间期间所接收的运动信号的最小值。对于具有多个信号通道的运动传感器,这可以包括识别每个信号通道的最小值,并随后从每个信号通道的最小值中选择出总体运动最小值。测试持续时间可以是包括两个或更多心跳(例如八秒)的合适的测试持续时间。测试持续时间可以是轮询或移动窗口,例如包括最最近八秒。测试持续时间可以包括相同长度的多个时间周期。例如,八秒的测试持续时间可以包括八个一秒的时间周期。

[0038] 在420处继续,方法400可以包括识别在测试持续时间期间光学心率传感器的平均运动量。在425处,方法400可以包括识别在测试持续时间期间光学心率传感器的最大幅度。所述的平均运动量和运动的最大幅度可以从所接收的运动信号中导出。

[0039] 在430,方法400包括确定在测试持续时间期间最小的运动量(如在415处所识别的)是否大于第一预定阈值。如果最小运动量不大于预定阈值,方法400可以行进至435。在435,方法400包括不对光学心率传感器进行运动补偿。这可以包括即使测试持续时间期间的平均运动量大于比第一阈值大的第二阈值,也不对光学心率传感器进行运动补偿。这可以进一步包括即使测试持续时间期间的运动信号的最大幅度大于比第一阈值大的第三阈值,也不对光学心率传感器进行运动补偿。在440继续,方法400可包括基于未经补偿的光学信号指示用户的心率。

[0040] 返回到430,如果测试持续时间期间的最小运动量大于第一预定阈值,方法400可以行进至445。在445,方法400包括对光学心率传感器进行运动补偿。这可以包括即使测试持续时间期间的平均运动量小于第二阈值也对光学心率传感器进行运动补偿,并可以包括即使测试持续时间期间的运动信号的最大幅度小于第三阈值也对光学心率传感器进行运动补偿。

[0041] 在450继续,方法400包括确定测试持续时间期间的运动信号的最大幅度是否大于第三阈值。如果运动信号的最大幅度不大于第三阈值,方法400可以行进至455。在455,方法400包括基于运动信号将第一运动过滤器应用于光学信号。在460继续,方法400包括基于经过滤的光学信号指示用户的心率。

[0042] 返回到450,如果运动信号的最大幅度不大于第三阈值,方法400可以行进至465。在465,方法400包括基于运动信号将第二运动过滤器应用于光学信号,所述第二运动过滤器比第一运动过滤器更多地改变光学信号。在460继续,方法400包括基于经过滤的光学信号指示用户的心率。

[0043] 另外地或替换地,如果在测试持续时间期间的最小运动量超出第一预定阈值,那么若在测试持续时间期间的平均运动量超出第二阈值则第二运动过滤器可以被应用于该光学信号,而若在测试持续时间期间的平均运动量小于第二阈值则第一运动过滤器可以被应用于该光学信号。

[0044] 图5示出在信号处理之前和之后由运动传感器输出的示例数据跟踪。图5示出了指示运动随时间的幅度的图表500。图表500包括指示由运动传感器随时间输出的原始信号标绘505。图表500指示了包括相同长度的多个时间周期的测试持续时间。在该示例中,测试持续时间从时间 $t_0$ 进行到时间 $t_8$ ,并包括相等长度的八个时间周期。为了确定在测试持续时间上的最小运动量,可以为每个时间周期确定运动信号的差值。所述差值可以基于该时间周期的运动信号的最小值和该时间周期的运动信号的最大值。例如,在时间 $t_0$ 和时间 $t_1$ 之间,运动信号的最大值在510处被指示,而运动信号的最小值在515处被指示该时间周期的差值可以通过从最大值中减去最小值来确定。可以以这种方式为每个时间周期确定差值。最小的运动量可以作为运动信号的差值被确定,而非绝对最小值,因为绝对最小值可能不需要等于零。例如,即使在固定时,由于重力,加速度计可以在至少一个轴上具有非零值。通过确定运动信号的差值,可以从信号中移除背景加速度。

[0045] 图5也示出了指示在测试持续时间上每个时间周期的差值的幅度的图表550。图表550包括标绘555,指示了与来自图表500的为每个对应的时间周期所确定的差值。例如,在560示出了为在时间 $t_0$ 和时间 $t_1$ 之间的时间周期所确定的差值。确定在测试持续时间上的运动信号的最小值,可以包括为所述多个时间周期的每个时间周期确定运动信号的最小差值。在该示例中,在565处指示在时间 $t_5$ 和时间 $t_6$ 之间的最小差值。该差值表示在测试持续时间上的最小运动量,并且可以与预定阈值比较以确定在测试持续时间期间运动补偿是否应该被应用到光学信号。

[0046] 如参考图4所述,运动传感器可以是三轴运动传感器,例如加速度计。在这样的示例中,标绘505可以表示一个信号通道。可以基于每个时间周期的每个信号通道的差值来为每个信号通道确定最小差值。随后可以基于为每个信号通道所确定的最小差值来确定总体运动最小值。随后,可以将该总体运动最小值与一阈值进行比较。

[0047] 对于包括多个时间周期( $t$ )的测试持续时间( $T$ ),可以基于下述公式为每个时间周期确定每个信号通道的差值:

$$X\_diff(t) = \text{Max}(X(t)) - \text{Min}(X(t))$$

$$Y\_diff(t) = \text{Max}(Y(t)) - \text{Min}(Y(t))$$

$$Z\_diff(t) = \text{Max}(Z(t)) - \text{Min}(Z(t))$$

随后可以基于下述公式在测试持续时间期间为每个信号通道确定最小差值:

$$X\_M(T,t) = \text{Min}(X\_diff(t), X\_diff(t-1), \dots, X\_diff(t-T+1))$$

$$Y\_M(T,t) = \text{Min}(Y\_diff(t), Y\_diff(t-1), \dots, Y\_diff(t-T+1))$$

$$Z\_M(T,t) = \text{Min}(Z\_diff(t), Z\_diff(t-1), \dots, Z\_diff(t-T+1))$$

随后可以基于每个信号通道的最小差值来确定最小运动值。

$$V(t) = \text{Min}(X\_M(T,t), Y\_M(T,t), Z\_M(T,t))$$

[0048] 随后可以将 $V(t)$ 与一个阈值进行比较以在确定心率之前确定是否要将运动取消应用到信号。

[0049] 从前述描述中显而易见,本文所描述的方法和过程可被绑定到一个或多个机器的传感和逻辑系统。这样的方法和过程可被实现为计算机应用程序或服务、应用编程接口(API)、库、固件和/或其它计算机程序产品。图1A和1B示出了实施本文所述的方法与过程的传感和逻辑系统的一个非限制性示例。然而,如图6示意性地示出的,这些方法和过程可同样在其他配置和形成因素的传感和逻辑系统上执行。

[0050] 图6示意性地示出了包括操作地耦合到计算系统614的传感器套件612的形状不受限的传感和逻辑系统610。该计算机系统包括逻辑机616和数据存储机618。该计算机系统被操作地耦合到显示子系统620、通信子系统622、输入子系统624和/或在图6中未示出的其他组件。

[0051] 逻辑机616包括被配置成执行指令的一个或多个物理设备。该逻辑机可被配置成执行作为以下各项的一部分的指令:一个或多个应用、服务、程序、例程、库、对象、组件、数据结构或其它逻辑构造。这种指令可被实现以执行任务、实现数据类型、转换一个或多个部件的状态、实现技术效果、或以其它方式得到期望结果。

[0052] 逻辑机616可包括被配置成执行软件指令的一个或多个处理器。作为补充或替换,逻辑机可包括被配置成执行硬件或固件指令的一个或多个硬件或固件逻辑机。逻辑机的处理器可以是单核或多核,且在其上执行的指令可被配置为串行、并行和/或分布式处理。逻辑机的各个组件可任选地分布在两个或更多单独设备上,这些设备可以位于远程和/或被配置用于进行协同处理。逻辑机的各方面可由云计算配置的可远程访问的联网计算设备来虚拟化和执行。

[0053] 数据存储机618包括被配置成保持可由逻辑机616执行以实现此处描述的方法和过程的指令的一个或多个物理设备。在实现此类方法和过程时,可变换数据存储机的状态(例如,保存不同数据)。数据存储机可包括可移动的和/或内置设备;它可包括光学存储器(例如,CD、DVD、HD-DVD、蓝光碟等)、半导体存储器(例如,RAM、EPROM、EEPROM等)、和/或磁性存储器(例如,硬盘驱动器、软盘驱动器、磁带驱动器、MRAM等)、以及其他。该数据存储机可以包括易失性的、非易失性的、动态的、静态的、读/写的、只读的、随机存取的、顺序存取的、位置可定址的、文件可定址的、和/或内容可定址的设备。

[0054] 数据存储机618包括一个或多个物理设备。然而,本文描述的指令的各方面可另选地通过不由物理设备在有限时长内持有的通信介质(例如,电磁信号、光信号等)来传播。

[0055] 逻辑机616和数据存储机618的各方面可以被一起集成到一个或多个硬件逻辑组件中。这些硬件逻辑组件可包括例如现场可编程门阵列(FPGA)、程序和应用专用的集成电路(PASIC/ASIC)、程序和应用专用的标准产品(PSSP/ASSP)、片上系统(SOC)以及复杂可编程逻辑器件(CPLD)。

[0056] 显示子系统620可用于呈现由数据存储机618所保持的数据的视觉表示。该视觉表示可采用图形用户界面(GUI)的形式。由于此处所描述的方法和过程改变了由存储机保持的数据,并由此变换了存储机的状态,因此同样可以转变显示子系统620的状态以视觉地表示底层数据的改变。显示子系统620可以包括使用实质上任何类型的技术的一个或多个显示子系统设备。可将此类显示子系统设备与逻辑机616和/或数据存储机618组合在共享封装中,或者此类显示子系统设备可以是外围显示子系统设备。图1A和1B的显示器20是显示子系统620的一个示例。

[0057] 通信子系统622可以被配置成将计算系统614与一个或多个其它计算设备可通信地耦合。通信子系统可以包括与一个或多个不同通信协议兼容的有线和/或无线通信设备。作为非限制性示例,通信子系统可被配置成用于经由无线网络、局域或广域网和/或互连网来进行通信。图1A和1B的通信套件24是通信子系统622的一个示例。

[0058] 输入子系统624可包括诸如键盘、鼠标、触摸屏或游戏控制器等一个或多个用户输入设备或者与这些用户输入设备对接。在一些实施例中,输入子系统可以包括所选择的自然用户输入(NUI)部件或与其对接。这种元件部分可以是集成的或外围的,并且输入动作的转导和/或处理可以在板上或板外被处理。NUI部件的示例可包括用于语言和/或语音识别的话筒;用于机器视觉和/或姿势识别的红外、色彩、立体显示和/或深度相机;用于运动检测和/或意图识别的头部跟踪器、眼睛跟踪器、加速计和/或陀螺仪;以及用于评估脑部活动的电场感测部件。图1A和1B的触摸屏传感器32和按钮34是输入子系统624的示例。

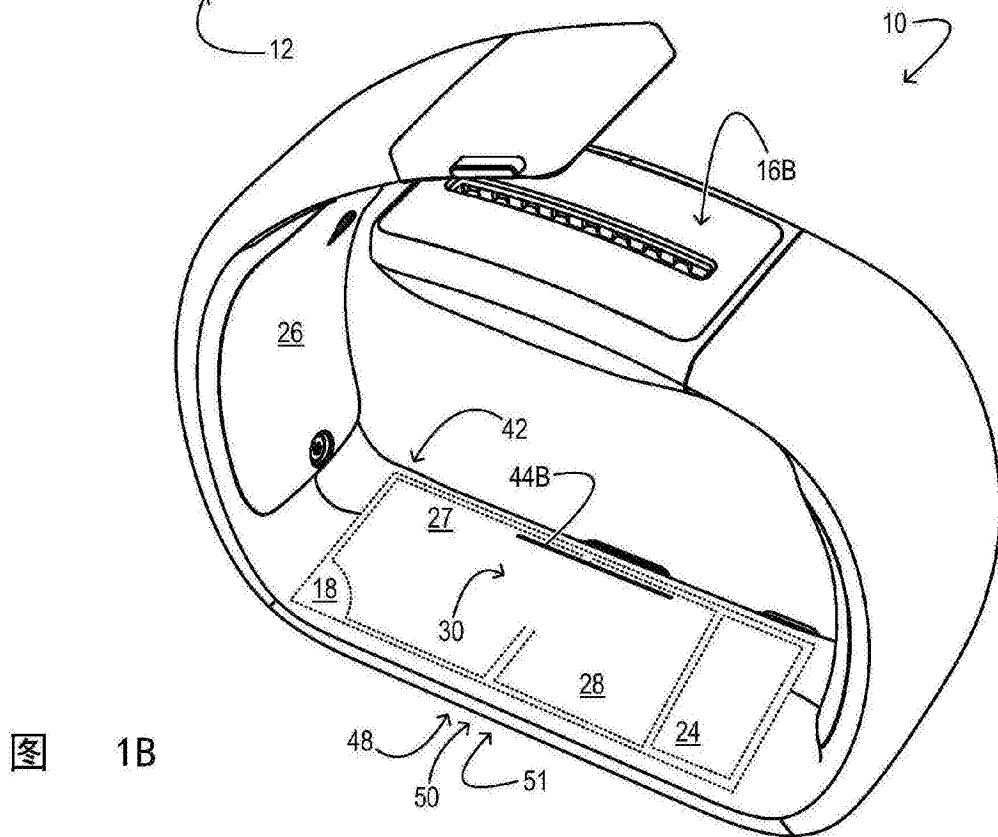
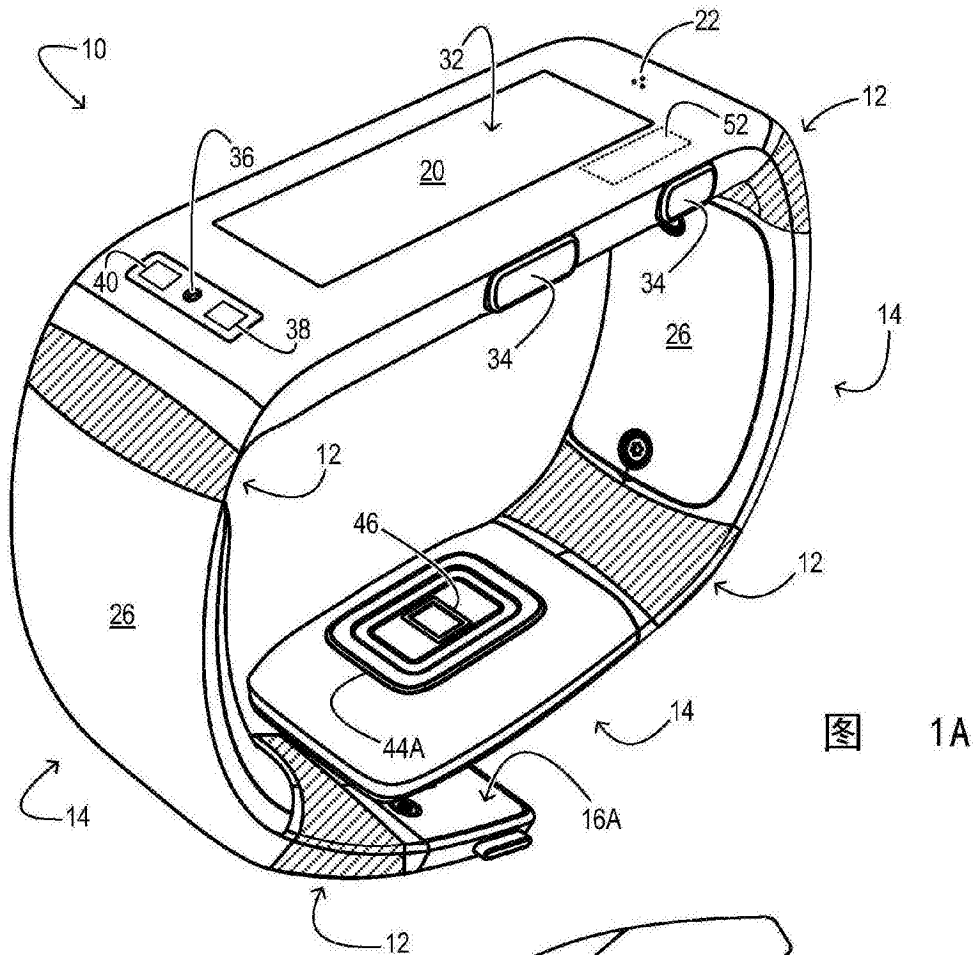
[0059] 传感器套件612可包括如上参考图1A和1B所描述的一个或多个不同的传感器,例如触摸屏传感器、按钮传感器、话筒、可见光传感器、紫外线传感器、环境温度传感器、接触传感器和/或GPS接收器。传感器套件612可包括运动传感器套件626。运动传感器套件626可包括一个或多个加速计、陀螺仪、磁力计或其他合适的运动检测器。传感器套件612可进一步包括光学心率传感器628。如本文所属,光学心率传感器628可包括光源630和光学传感器632。计算系统614可包括光学心率控制子系统634,其可通信地耦合到逻辑机616和数据存储机618。例如,光源630可包括一个或多个LED发射器,而光源632可包括一个或多个匹配的光电二极管以基于该光源输出的光的频率探测各频率的光。光源630可被配置成通过用户的皮肤652照亮一个或多个血管650,并且光学传感器632可被配置成测量反射自或透射过血管650的光照。

[0060] 光学心率传感器控制子系统634可接收来自光学传感器632的原始信号并可进一步处理该原始信号以确定心率、热量支出等。

[0061] 经处理的信号可经由计算系统614储存及输出。被发送给光源630和光学传感器632的控制信号可以基于从光学传感器632接收到的信号、从传感器套件612中导出的信号、储存在数据存储机618中的信息、从通信子系统622接收到的输入、从输入子系统624接收到的输入等。

[0062] 应该理解,本文所述的配置和/或方法在本质上是示例性的,且这些具体的实现或示例不应以限制性的意义来理解,因为众多变体是可行的。本文描述的具体例程或方法可以表示处理策略中的一个或多个。如此,所示或所述的各种动作可以被以所示或所述顺序、以其它顺序、并行地执行或者被省略。

[0063] 本公开的主题包括各种过程、系统和配置以及本文公开的其他特征、功能、动作和/或属性、以及它们的任一和全部等价物的所有新颖且非显而易见的组合和子组合。



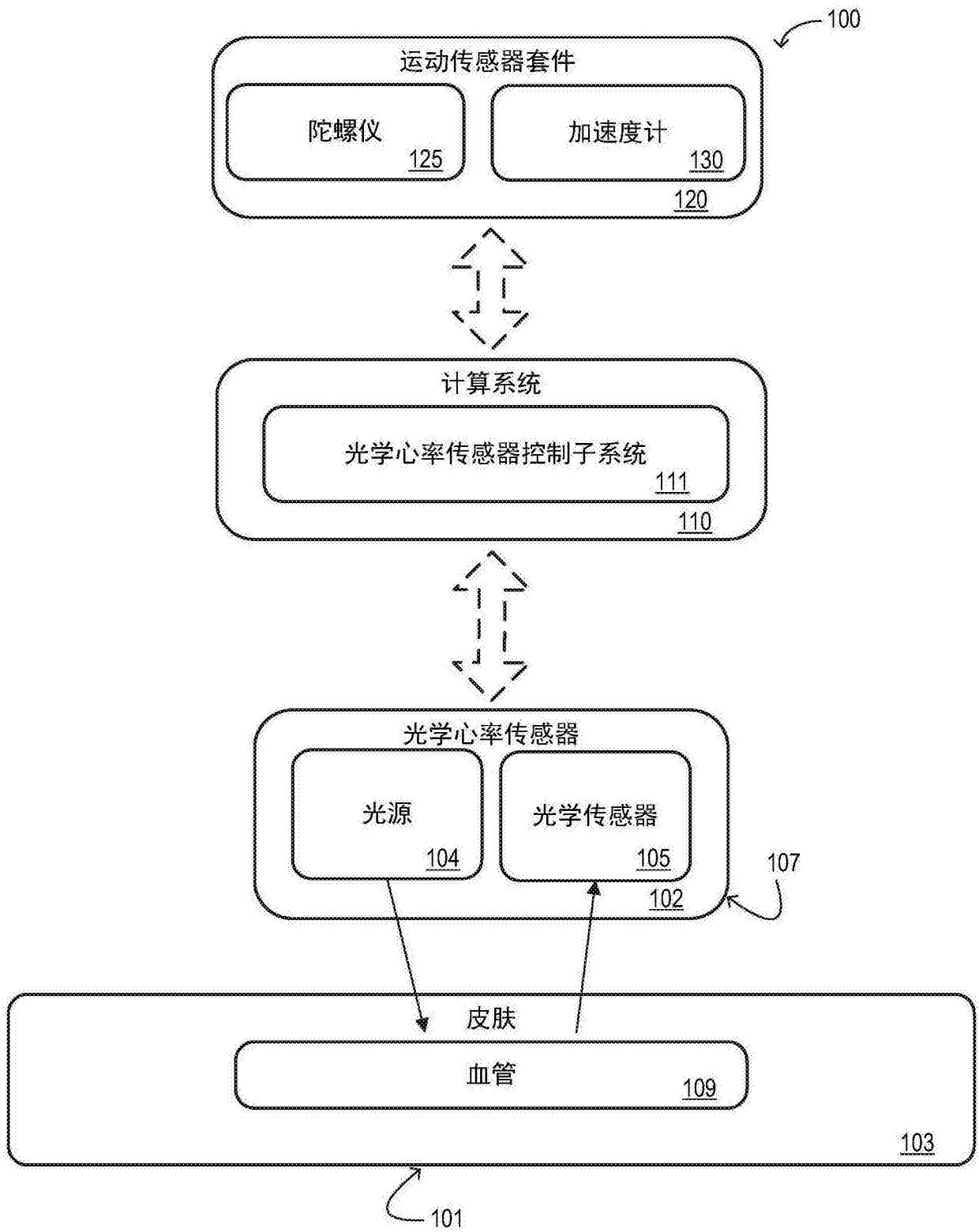


图2

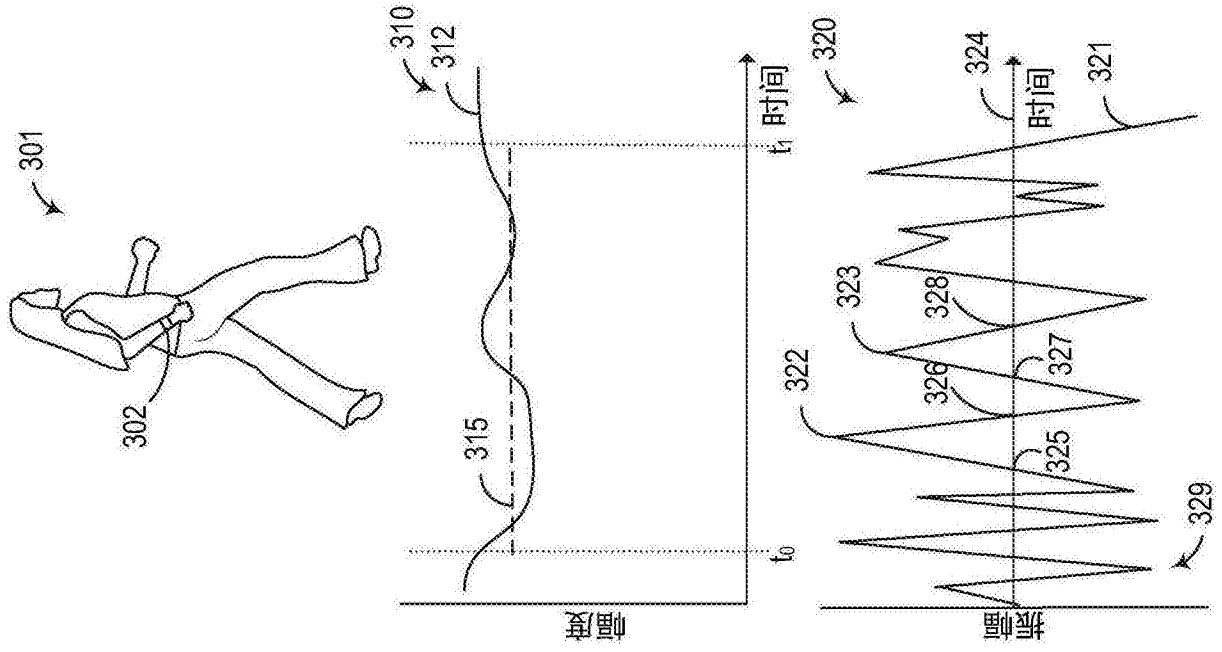


图3A

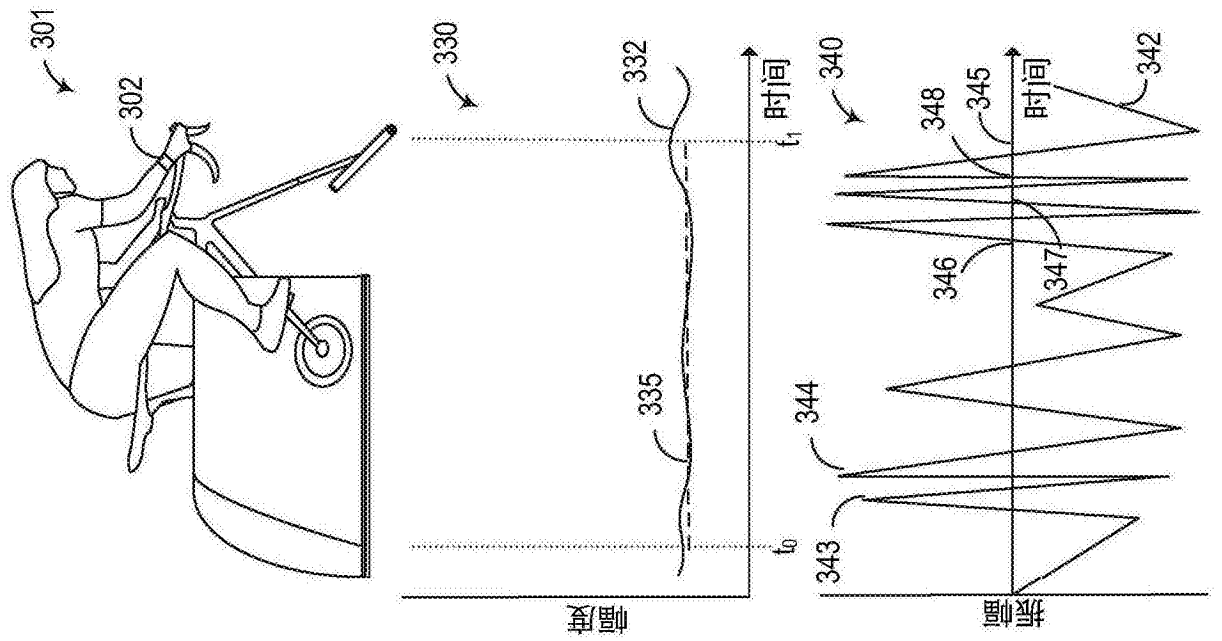


图3B

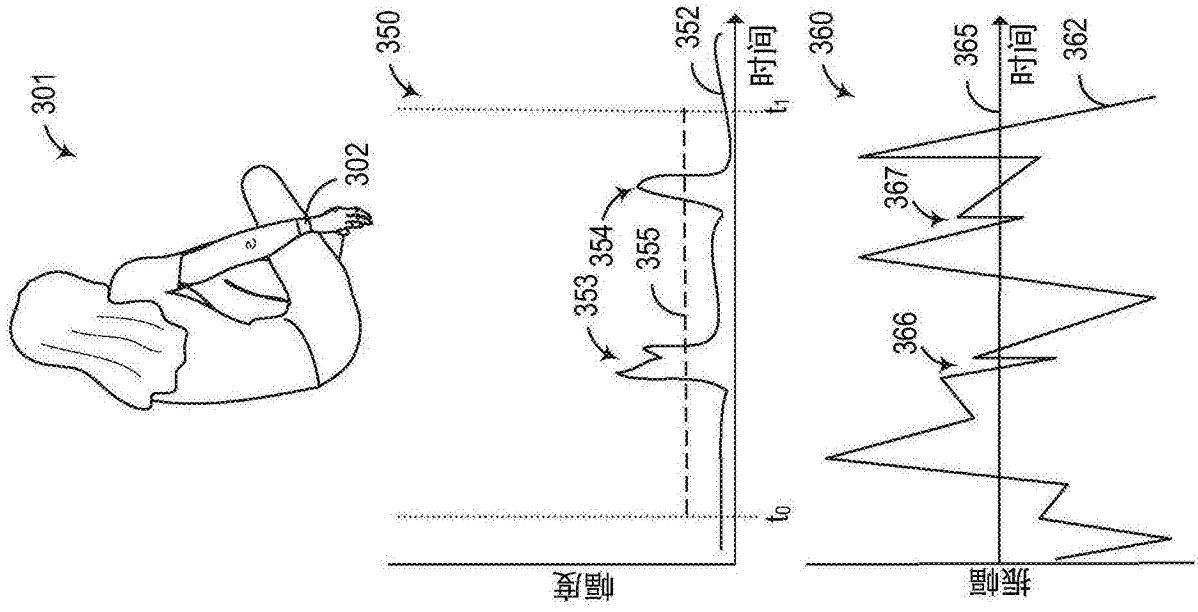


图3C

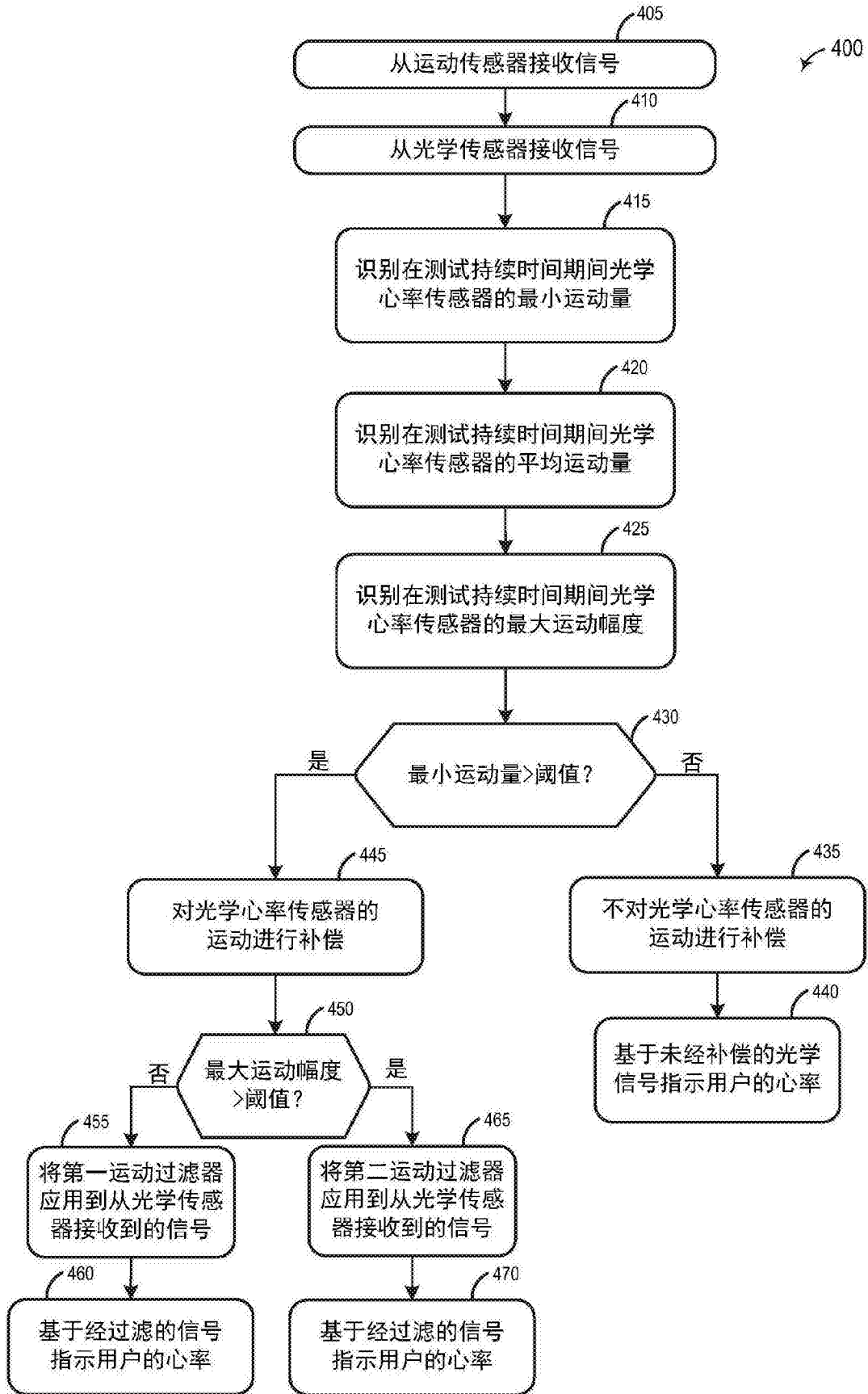


图4

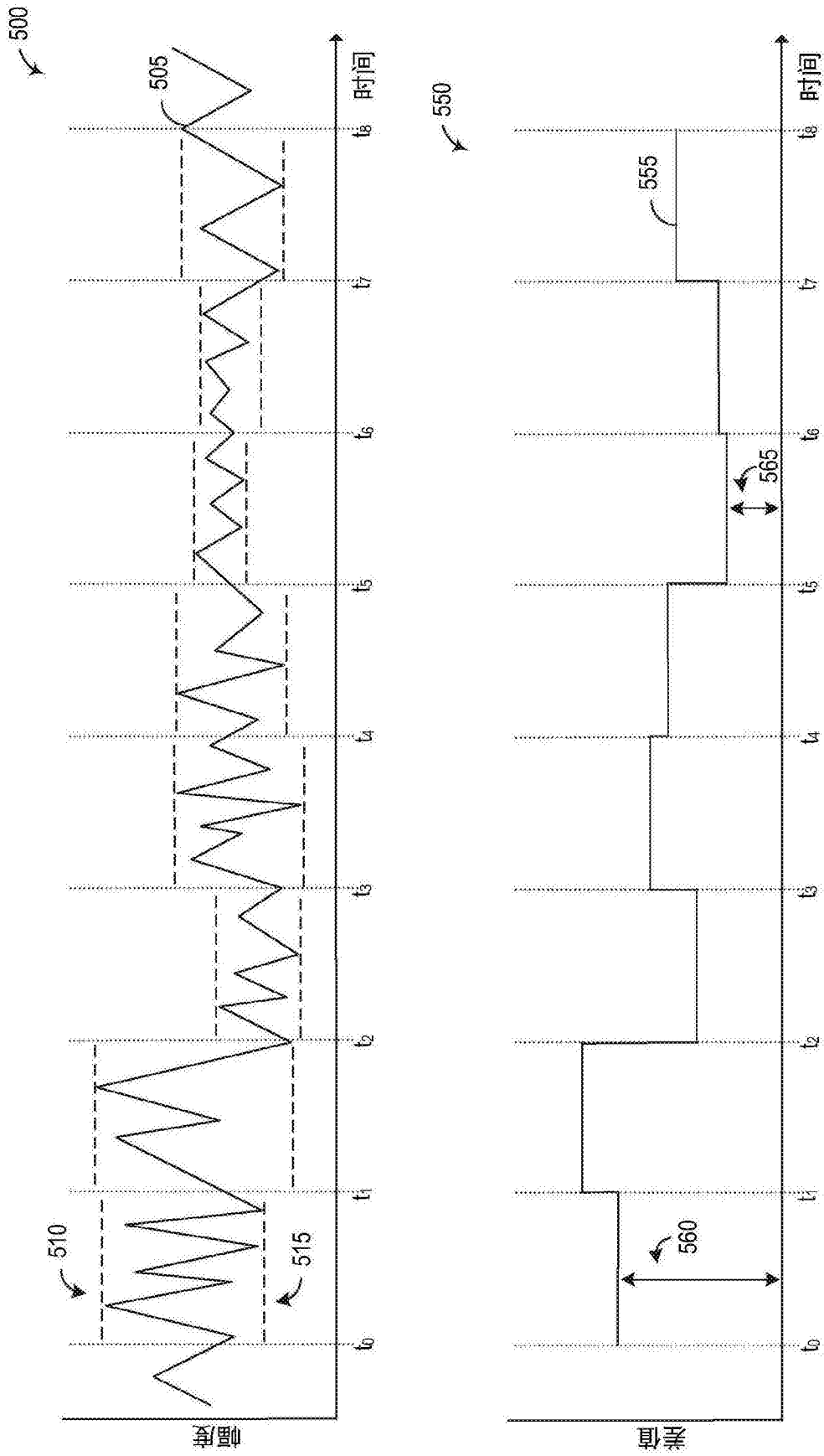


图5

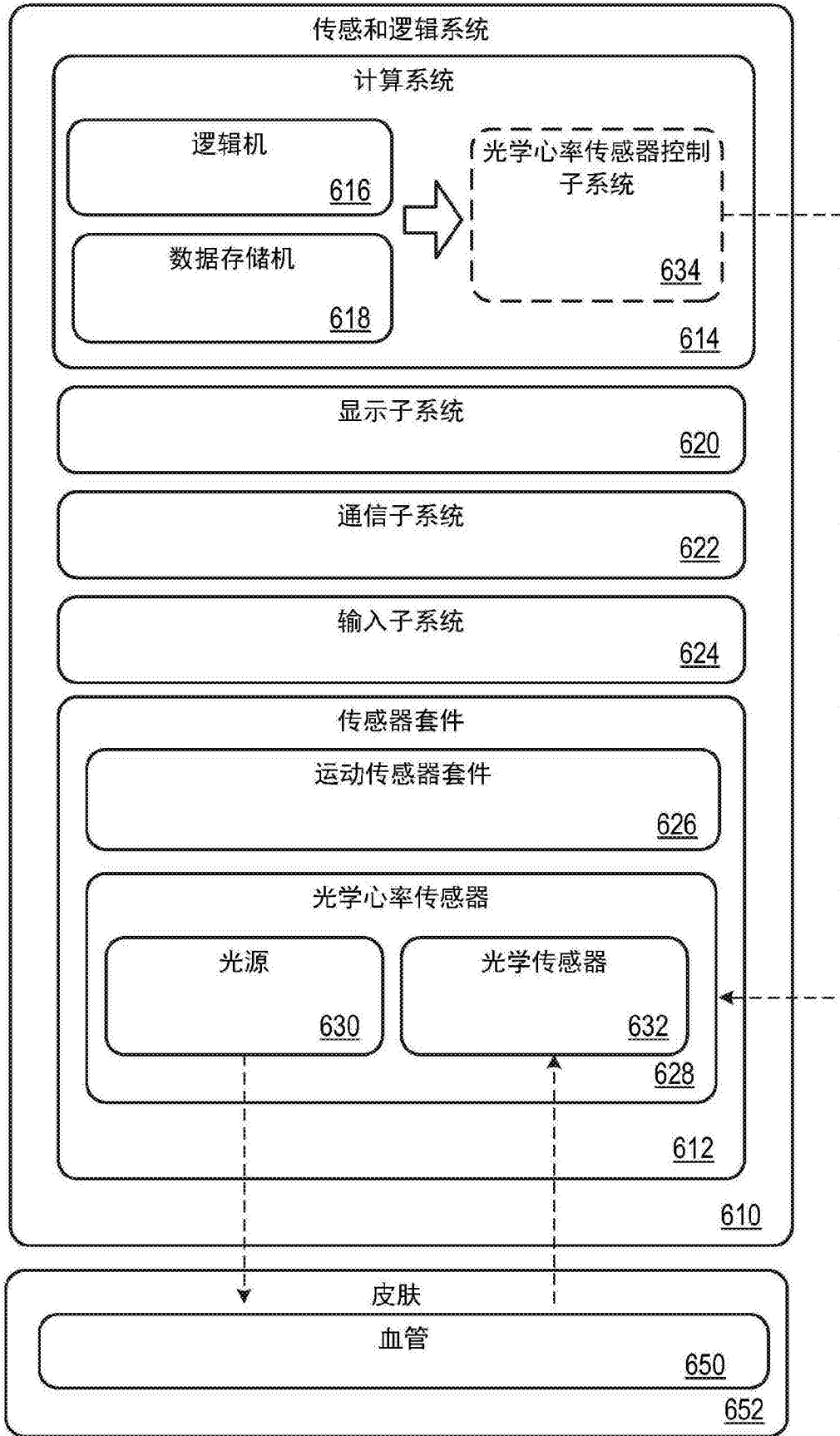


图6

专利名称(译)	用于光学心率传感器的运动补偿		
公开(公告)号	<a href="#">CN106456022A</a>	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201580028932.X	申请日	2015-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	微软技术授权有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	微软技术许可有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	微软技术许可有限责任公司		
[标]发明人	Z·刘 H·阿尔巴大卫		
发明人	Z·刘 H·阿尔巴大卫		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/02427 A61B5/02438 A61B5/1123 A61B5/721		
优先权	14/292570 2014-05-30 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于光学心率传感器的方法包括识别在测试持续时间期间光学心率传感器的最小运动量并识别在测试持续时间期间光学心率传感器的平均运动量。如果在测试持续时间期间的最小运动量超过第一阈值，则即使在测试持续时间期间的平均运动量小于比第一阈值大的第二阈值，也对光学心率传感器的运动进行补偿。如果在测试持续时间期间的最小运动量低于第一阈值，则即使在测试持续时间期间的平均运动量大于第二阈值，也不对光学心率传感器的运动进行补偿。

