



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105050487 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 11

(21) 申请号 201380065863. 0

A61B 5/024(2006. 01)

(22) 申请日 2013. 10. 25

(30) 优先权数据

61/719, 172 2012. 10. 26 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 06. 16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2013/066865 2013. 10. 25

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/066791 EN 2014. 05. 01

(71) 申请人 耐克创新有限合伙公司

地址 美国俄勒冈州

(72) 发明人 S. H. 沃克

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 王小京

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

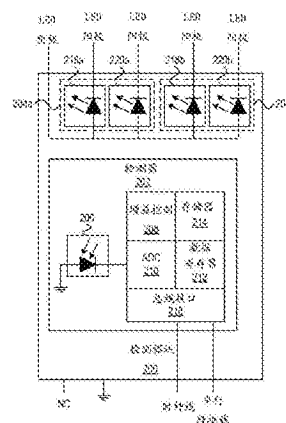
权利要求书2页 说明书18页 附图10页

(54) 发明名称

利用心率信息的运动表现监测系统

(57) 摘要

照射源可配置为照射用户的皮肤。照射检测器可检测从用户的皮肤反射的电磁辐射。补偿模块可配置为确定用户的皮肤相对于照射检测器的位置。处理器可配置为,通过分析通过照射检测器检测的电磁辐射的量相对应的信息而确定用户的心率。处理器还通过补偿由补偿模块确定的用户的皮肤的位置而确定用户的心率。



1. 一种确定心率的方法,该方法包括:
  - (a) 通过照射源照射用户的皮肤;
  - (b) 通过照射检测器检测从用户的皮肤反射的电磁辐射;
  - (c) 基于反射的电磁辐射,确定用户的皮肤相对于照射检测器的位置;和
  - (d) 在处理器处,通过分析所反射的电磁辐射相对应的信息并补偿用户的皮肤的位置而确定用户的心率
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中照射源包括至少一个发光二极管(LED)。
3. 如权利要求 2 所述的方法,其中所述至少一个 LED 配置为产生红外(IR)照射。
4. 如权利要求 1 所述的方法,其中照射检测器包括光电二极管。
5. 如权利要求 1 所述的方法,其中:

照射源是近场照射源;

步骤(a)包括通过远场照射源照射用户的皮肤;

从用户的皮肤反射且通过照射检测器检测的电磁辐射包括通过近场照射源提供的电磁辐射的第一量 N,和通过远场照射源提供的电磁辐射的第二量 F;和

步骤(c)包括计算反射的电磁辐射的第一量与反射的电磁辐射的第二量之间的比率。
6. 如权利要求 5 所述的方法,其中所述比率等于  $N/F$ 。
7. 如权利要求 1 所述的方法,其中:

步骤(c)包括访问将皮肤位置与相应的补偿因子相关联的查询表;和

步骤(d)包括,接收与用户的皮肤的位置相关联的补偿因子,且当确定用户的心率时利用该补偿因子。
8. 一种心率确定系统,包括:

照射源,配置为照射用户的皮肤;

照射检测器,其检测从用户的皮肤反射的电磁辐射;

补偿模块,配置为确定用户的皮肤相对于照射检测器的位置;和

处理器,配置为,通过分析通过照射检测器所检测的电磁辐射的量相对应的信息,并补偿通过补偿模块确定的用户的皮肤的位置,确定用户的心率。
9. 如权利要求 8 所述的心率确定系统,其中照射源包括近场发光二极管(LED)和远场发光二极管。
10. 如权利要求 9 所述的心率确定系统,进一步包括:

补偿模块,其基于电磁辐射的第一量 N 与电磁辐射的第二量 F 的比率确定补偿因子,所述电磁辐射的第一量由近场 LED 提供,其从用户的皮肤反射且通过照射检测器检测,所述电磁辐射的第二量通过远场 LED 提供,其从用户的皮肤反射且通过照射检测器检测。
11. 如权利要求 10 所述的心率确定系统,进一步包括:

查询表,其将皮肤位置与相应的补偿因子相关联;和

其中补偿模块配置为,使用所述比率在查询表处进行查询,并将与所述比率相关联的补偿因子提供到处理器。
12. 如权利要求 9 所述的心率确定系统,其中所述照射源是第一照射源,所述近场 LED 是第一近场 LED,所述远场 LED 是第一远场 LED,且进一步包括:

第二照射源,其包括第二近场 LED 和第二远场 LED。

13. 如权利要求 12 所述的心率确定系统,其中第一照射源和第二照射源定位为基本正交于彼此。

14. 如权利要求 12 所述的心率确定系统,其中:

第一近场 LED 定位在照射检测器和第一远场 LED 之间;和

第二近场 LED 定位在照射检测器和第二远场 LED 之间。

15. 如权利要求 12 所述的心率确定系统,进一步包括:

镜头元件,其覆盖照射检测器;和

相应的镜头元件,其覆盖第一近场 LED、第二近场 LED、第一远场 LED、和第二远场 LED 的每一个。

16. 如权利要求 8 所述的心率确定系统,其中照射检测器包括光电二极管。

17. 如权利要求 8 所述的心率确定系统,其中心率确定系统并入到手腕穿戴设备,所述手腕穿戴式设备配置为测量穿戴该手腕穿戴设备的个体的运动。

18. 一种光学检测器,包括:

第一照射源模块,其包括配置为提供红外 (IR) 照射的第一近场发光二极管 (LED),和配置为提供 IR 照射的第一远场 LED;

第二照射源模块,其相对于第一照射源模块正交地定位,包括配置为提供 IR 照射的第二近场 LED,和配置为提供 IR 照射的第二远场 LED;

照射检测器,包括在第一近场 LED 和第二近场 LED 附近定位的光电二极管,且配置为检测从用户的皮肤反射的 IR 辐射的量;和

接口,配置为提供与从用户的皮肤反射的 IR 照射的量相对应的信息;

其中,光电二极管从光学检测器的至少一个中心线偏移。

19. 如权利要求 18 所述的光学检测器,其中该光学检测器并入到心率确定系统,所述心率确定系统至少部分地基于与从用户的皮肤反射的 IR 辐射的量相对应的信息而确定用户的心率。

20. 如权利要求 19 所述的光学检测器,其中心率确定系统并入到手腕穿戴设备,所述手腕穿戴式设备配置为测量穿戴该手腕穿戴设备的个体的运动。

## 利用心率信息的运动表现监测系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求申请号为 61/719,172、标题为“Athletic Performance Monitoring System Utilizing Heart Rate Information”、2012 年 10 月 26 日递交的美国临时专利申请权益，其通过引用而以其全文并入在此。

### 技术领域

[0003] 本发明一般地涉及运动表现监测系统，且更特别地，涉及利用心率信息的这种系统。

### 背景技术

[0004] 精确的心率测量可提高手腕穿戴式设备的应用，所述设备测量用户的活动和运动，并作为响应而提供活动点。对于一些锻炼，活动可能涉及基本静止的运动，其主要对抗重力做功但却很费力。例子包括瑜伽、举重和其他静力练习。对于这些类型的活动，如果被记录的运动相对于涉及较大运动的其他活动（如跑步或跳舞，其中心率与运动的强度强烈关联）是最低的，则利用加速计作为单独的感测元件会导致活动的低估。将心率增加到活动评估算法极大地提高了发生活动准确评估的活动的范围。

[0005] 当针对体育相关的活动以及其他类型的活动测量心率时，希望的是心率传感器是便携且非侵害性的。可用来测量心率的现有技术，比如心电图描记法（ECG）会不适用于一些类型的活动。尽管测量心率的一些现有技术已经被并入到可由用户穿戴的设备中，但这些现有技术可能要求用户主动选择设备的按钮以起动心率测量。此外，可由用户穿戴的现有设备可能要求设备与用户的皮肤密切接触，以进行准确的心率测量。测量用户的心率同时测量用户的活动性能的这种要求可能是不可行的。此外，可由用户穿戴的现有设备，比如胸带，可能是不舒适的。

[0006] 本发明的优势和特征的完整讨论有赖于在下文参考所附图进行的详细描述。

### 发明内容

[0007] 以下给出本发明的各个方面的总体概述，以便提供对其至少一些方面的基本理解。该概要不是本发明的宽泛的概述。不意图识别本发明的重要或关键的元件或描绘本发明的范围。以下概要仅以大致的方式展现本发明的一些概念，作为下面提供的更详细描述的前序。

[0008] 这里描述的第一方面提供确定心率的方法。用户的皮肤可通过照射源而被照射。照射检测器可检测从用户的皮肤反射的电磁辐射。皮肤相对于照射检测器的位置可基于所反射的电磁辐射而确定。处理器可过分析与所反射的电磁辐射相对应的信息和补偿用户的皮肤的位置，来确定用户的心率。

[0009] 这里描述的第二方面提供了心率确定系统。照射源可配置为照射用户的皮肤。照射检测器可检测从用户的皮肤反射的电磁辐射。补偿模块可配置为确定用户的皮肤相对于

照射检测器的位置。处理器可配置为,通过分析与通过照射检测器检测的电磁辐射的量相对应的信息而确定用户的心率。处理器还通过补偿由补偿模块确定的用户的皮肤的位置而确定用户的心率。

[0010] 这里描述的第三方面提供一种光学检测器。光学检测器可包括相对于彼此正交地定位的两个照射模块。每个照射模块可包括近场 LED 和远场 LED。LED 可配置为提供红外照射。照射检测器可包括光电二极管,其配置为检测从用户的皮肤反射的 IR 辐射的量。光电二极管可从光学检测模块的至少一个中心线偏移。接口可配置为提供与从用户的皮肤反射的 IR 照射的量相对应的信息。

[0011] 通过以下提供的详细描述,将更好地理解这些方面和附加的方面。

### 附图说明

[0012] 在附图的图示中,一些示例性实施方式以示例的方式被示出,且不是限制性的,且其中相似的附图标记指示类似的元件。

[0013] 图 1 是根据本公开的各方面的心率监视器的实施方式的示例的块状图。

[0014] 图 2 是根据本公开的各方面的心率监视器的检测模块的实施方式的示例的块状图。

[0015] 图 3A 是心率监视器的检测模块的实施方式的示例的平面图。

[0016] 图 3B 是图 3A 的检测模块的前侧视图。

[0017] 图 3C 是图 3A 的检测模块的横向侧视图。

[0018] 图 4A 是相对于个体的皮肤定位的、图 3A 的检测模块的横向侧视图。

[0019] 图 4B 是相对于个体的皮肤定位的、图 3A 的检测模块的另一横向侧视图。

[0020] 图 5 是使用心率监视器确定心率的示例方法步骤的流程图。

[0021] 图 6 是使用心率监视器确定心率的示例方法步骤的另一流程图。

[0022] 图 7A 是心率监视器的检测模块的实施方式的另一示例的透视图。

[0023] 图 7B 是图 7A 的检测模块的另一透视图。

[0024] 图 7C 是图 7A 的检测模块的又一透视图。

[0025] 图 8 是可并入心率监视器的设备的实施方式的示例的透视图。

[0026] 图 9 是用于监视用户的运动的系统的实施方式的示例的块状图。

[0027] 图 10 是图 9 的系统的计算机的实施方式的示例的块状图。

[0028] 图 11 是用户身体的示例位置的图示,传感器可定位至所述位置以测量用户的运动。

### 具体实施方式

[0029] 提供了心率监视器,其可以由个体穿戴,且该心率监视器在操作中可以确定个体的心率。根据本公开的一些方面,心率监视器可以是光学心率监视器,其基于测量在血液在皮肤下方流动时光通过皮肤的散射而测量心率。光通过个体的皮肤的散射可取决于血液是否存在于皮肤下方。相应地,由于个体的心脏跳动,光通过个体的皮肤的散射可随着血液在皮肤下方的流动而改变。光学心率监视器可检测光的散射的变化,并基于该变化而确定个体的心率。光学心率监视器可在宽范围的照射强度下且在各种环境光照条件下发挥作用。

[0030] 然而,应意识到,随着个体运动,在个体所穿戴的光学心率监视器下方的个体的皮肤的位置可改变。因此,皮肤相对于光学心率监视器的位置可影响在光学心率监视器处接收的光学输入。相应地,可通过在获得光学输入(用其确定个体的心率)时补偿个体的皮肤位置而获得准确的心率测量。对个体的皮肤位置的补偿可通过从心率监视器获得光学反馈而实现。

[0031] 心率监视器使用光电脉搏波技术来确定个体的心率。光电脉搏波(PPG)的优势在于,其不要求在心脏(身体)的相对侧上的电势测量。由此除了胸部,其可以放置在更希望的位置,比如在手腕或下臂或上臂上,甚至在水腕上的设备内。

[0032] 然而,PPG 面临自身的一组挑战。第一挑战涉及提供对穿戴者而言不会不舒适的设备,比如手腕穿戴式设备。对于围绕手腕的设备而言,用户可更喜欢较松的固定。因此,设备的传感器与皮肤表面之间的间隔可能变化,例如在穿戴者运动时。在设备包括光学传感器的情况下,设备与用户的皮肤之间的间隔的变化可调节反射的光,其方式类似于由于穿戴者的心脏跳动而调节光线的光谱散射。为了解决该挑战,设备可被设计为使得在设备被穿戴时传感器被牢固地保持抵靠穿戴者的皮肤。

[0033] 第二挑战可涉及通过穿戴者的运动引起的变化。即使将传感器保持为牢固地抵靠皮肤,与心率无关的变化也可出现在测量值中。该变化起因于,在肌肉在下面提升和扭曲该设备时,入射光线与皮肤表面之间的相对角度变化。血液压力的平均变化也可通过动作而转变信号。在活动过程中,皮肤色素沉淀的局部变化可运动进入和离开传感器的视野。所有这些运动诱发的噪音源可要求补偿,以便识别仅仅由于穿戴者心率引起的光线的变化。

[0034] 下文描述的心率监视器进行动作补偿,以便降低运动引起的噪音,并提供心率的准确确定。下文描述的心率监视器也可以配置为使得,其可以用于“舒适适配”(像大部分人佩戴他们的手表),其优选为在现有技术中那样可以保持传感器紧靠穿戴者的皮肤的“弹性带”适配。

[0035] 心率监视器的功能细节,包括指向补偿个体的皮肤位置的细节,在下文提供。一般来说,心率监视器的一些示例性实施方式可提供一个或多个发光二极管、光电二极管、放大器、整合的模拟-数字转换器(ADC)、蓄能器、时钟、缓冲器、比较器、状态机、和总线接口。光电二极管可响应于电磁辐射,比如红外光线。积分 ADC 可将放大的光电二极管电流转换成数字信号。在转换循环结束时,转换结果可被传输到数据寄存器。该结果可由此表示从用户的皮肤反射走且被光电二极管检测的电磁辐射的量。数字输出可由微处理器读取,动作补偿可通过该微处理器而应用,得到用于个体的大约的心率。

[0036] 在对各种示例实施例的以下描述中参考了附图,所述附图构成其一部分,并且在附图中以图解的方式示出了可以实践本公开各方面的各种示例设备、系统和环境。应当理解,可以利用部件、示例设备、系统和环境的其他特定布置,并且可以做出结构和功能的修改而不脱离本发明的范围。而且,虽然术语“顶”、“底”、“前”、“后”、“侧”等可被用于该说明书中以描述各种示例性特征和元件,这些术语在这里是为了方便起见而使用,例如,基于附图中所示的示例性方位。该说明书中没有任何东西应被解释为,为了落入本公开的范围而需要特定三维或方位的结构。此外,本公开的各方面可使用储存在计算机可读媒介上的指令而执行。如本公开中使用的,计算机可读媒介包括除了暂时传播的信号之外的所有计算机可读媒介。

[0037] 图 1 中示出了是根据本公开的各方面的心率监视器 100 的实施方式的示例的块状图。在该例中,心率监视器 100 包括检测模块 102;补偿模块 104;心率检测模块 106;补偿因子查询表 108;和存储器储存设备校准信息 110。检测模块 102 在该例中包括检测器 112 和源模块 114。源模块 114 在该例中包括近场源 116 和远场源 118。如将在下文详细讨论的,心率监视器的检测模块可包括多个源模块,其中每个源模块分别包括近场源和远场源。

[0038] 在一些示例实施方式中,近场源 116 和远场源 118 可以是发光二极管。在其他示例性实施方式中,近场源 116 和远场源 118 可以使用产生电磁辐射的替换类型的设备实施。电磁辐射可以是例如可见光谱或红外 (IR) 光谱。在进一步的示例性实施方式中,近场源 116 和远场源 118 可以使用产生声波或其他形式的能量的设备实施,声波或实施其他形式的能量适于监测心率或确定设备距一表面的距离,比如手腕穿戴式设备与个体的穿戴该手腕穿戴式设备的手腕之间的距离。

[0039] 补偿模块 104 可以识别补偿因子,以在确定个体的心率时使用。如下文进一步详述的,补偿模块 104 可以基于从检测模块 102 的检测器 112 的输出计算的一个或多个比率而识别补偿因子。补偿因子查询表 108 可以储存补偿因子。储存在补偿因子查询表 108 中的补偿因子可以分别对应于用户的穿戴心率监视器 100 的皮肤的特定位。如下文进一步详述的,补偿因子查询表 108 的补偿因子可以与一个或多个计数值比率相关联。补偿模块 104 可以使用一个或多个计数值比率来进行补偿因子查询表 108 的查询。补偿模块 104 可由此获取补偿因子查询表 108 的与所提供的一个或多个计数值比率相关联的补偿因子。计数值比率将在下文进一步详细讨论。

[0040] 补偿因子可在确定心率时应用,以便补偿穿戴心率监视器 100 的个体的皮肤位置。在一些示例性实施方式中,补偿模块 104 可应用补偿因子到检测模块 102 的检测器 112 的输出。替代地,在其他示例性实施方式中,补偿模块 104 可提供补偿因子到心率确定模块 106,且心率确定模块可使用补偿因子处理从检测器 112 接收的输出,以便正确地确定个体的心率。心率确定模块 106 和补偿模块 104 可使用硬件、软件、或硬件和软件的组合实施。在一些示例性实施例中,心率确定模块 106 和补偿模块 104 可使用微处理器实施,所述微处理器进行下文描述的一个或多个功能。心率监视器 100 还可以包括控制器(未示出),比如微处理器。如下文详细讨论的,微处理器可用来确定个体的心率。

[0041] 图 2 中示出了根据本公开的各方面的心率监视器(例如图 1 的心率监视器 100)的检测模块 200 的实施方式的示例的块状图。检测模块 200 在该例中包括检测器 202 和两个源模块 204a 和 204b。检测器 202 在该例中包括照射传感器 206、增益控制器 208、模拟-数字转换器 210、数据寄存器、存储器 214、和总线接口 216。源模块 204a 和 204b 每个可包括两个照射源,近场照射源和远场照射源。图 2 中,例如,源模块 204a 包括近场照射源 218a 和远场照射源 220a,源模块 204b 包括近场照射源 218b 和远场照射源 220b。

[0042] 在一些示例性实施方式中,近场照射源 218a-b 和远场照射源 220a-b 可以是发光二极管(LED)。因此,近场照射源 218a-b 可称为近场 LED,远场照射源 220a-b 可称为远场 LED。近场 LED 218a-b 可被用来在皮肤相对于检测器 202 相对近地定位时,例如当个体的皮肤在近场区域中时,照射穿戴所述设备的个体的皮肤。远场 LED 220a-b 可被用来在皮肤距检测器 202 相对远地定位时,例如当个体的皮肤在远场区域中时,照射个体的皮肤。近场 LED 218a-b 和远场 LED 220a-b 可配置为发射 IR 照射。

[0043] LED218a-b 和 LED220a-b 的阳极可以单独地连接到电压源,使得每个 LED 可单独地由其相应的电压源(未示出)驱动。LED218a-b 和 LED220a-b 的阴极可共同地连接到电流吸收器(未示出),且 LED 的阳极可单独地连接到微处理器的通用性输入/输出接脚(未示出),其可单独地驱动 LED。

[0044] 在一些示例性实施方式中,照射传感器,比如照射传感器 206,可以是光电二极管,其检测来自近场 LED218a-b 和远场 LED220a-b 的照射。由光电二极管 206 检测的照射可包括从个体的皮肤反射的照射。由于近场 LED218a-b 和远场 LED220a-b 可配置为发射 IR 照射,光电二极管 206 可配置为检测 IR 照射。由于其构造,光电二极管 206 可对 IR 照射和可见光波长范围内的照射进行响应。已经发现,通过 IR 照射叠加的环境可见光包括的频谱类似于心脏跳动过程中光线的主体散射的频谱。为了对抗该效果,检测器 202 可包括滤光器,其阻挡可见光的波长范围中的照射。因此,光电二极管 206 可接收 IR 照射,且不接收可见光。光电二极管 206 可将接收的 IR 照射转换成模拟电流信号。光电二极管 206 可提供模拟电流信号到 ADC 210。

[0045] ADC 210 可以是积分 ADC(integrating ADC),其将从光电二极管 206 接收的模拟电流信号转换到数字输出。当 LED218a-b 和 LED220a-b 被照射时,整合可在转换循环完成时被起动,ADC 的输出可储存在数据寄存器 212 中,且 LED 可被去激励。从光电二极管 206 接收的模拟电流信号可在将模拟信号转换成数字输出之前被放大。数据寄存器 212 可储存数字输出的值。为了确保数据整合,到数据寄存器 212 的传输可以是双缓冲的。

[0046] 数字输出值可经由总线接口 216 从数据寄存器 212 读取,且被提供到例如心率监视器的微处理器。光电二极管 206 可以称为通道,且光电的输出可称为通道计数。由光电二极管 206 提供的模拟电流信号可对应于通道计数,且模拟电流信号可被 ADC 210 转换成数字值并储存在数据寄存器 212。

[0047] ADC 210 可提供具有高达 16 位分辨率的数字输出,且积分时间(integration time)可影响从光电二极管 206 读取的灵敏度和分辨率。用于一次积分循环的积分时间可以是 136 微妙( $\mu s$ )。另外,ADC 210 可配置为进行高达 256 次积分循环。

[0048] 增益控制 208 可控制来自光电二极管 206 的电流信号的增益的量。增益控制 208 可编程为提供例如  $1\times$ ,  $8\times$ ,  $16\times$ , 或  $120\times$  的增益。存储器 214 可以是例如闪存,且储存制造信息和校准信息,比如上文参考图 1 讨论的设备校准信息 110。微处理器可经由总线接口 216 访问储存存储器 214 的信息。

[0049] 总线接口 216 可以是例如 I<sup>2</sup>C 串行-兼容接口,访问心率监视器的一组寄存器(未示出)的标准或快速模式。I<sup>2</sup>C 总线可以从总部设在荷兰埃因霍温的 NXP 半导体公司获得。可选择性地采用附加或替换类型的总线和协议。

[0050] 寄存器可提供对心率监视器的输出数据和控制功能的访问。心率监视器可提供的各种寄存器的一些示例包括,命令寄存器;赋能寄存器;积分时间寄存器;等待时间寄存器;配置寄存器;增益控制寄存器;识别寄存器;状态寄存器;一个或多个数据寄存器。命令寄存器可指定用于读或写操作的目标寄存器的地址。赋能寄存器可用来打开和关闭心率监视器,并实现心率监视器的各种功能。赋能寄存器可例如被用来将心率监视器通电(PON),激活心率监视器的 ADC 210(AEN),并激活心率监视器的将心率监视器置于等待状态的等待计时器(WEN)。积分时间寄存器可用来控制 ADC 210 的积分时间,例如以  $136 \mu s$  的增量。

相应地,积分时间寄存器可储存与积分循环的希望数量相对应的值。等待时间寄存器可储存等待时间,其也以  $136 \mu s$  增量,且等待时间寄存器可储存与等待时间增量的希望数量相对应的值。

[0051] 配置寄存器可储存用来比例化 (scale) 增益水平和等待时间的信息。取决于配置寄存器中储存的值,增益水平可例如通过因子 0.16 或通过因子 1 被比例化。还取决于储存在配置寄存器中的值,等待时间增量可以通过因子 12 比例化。增益控制寄存器可提供被选择的增益量到心率监视器的 ADC 210。识别寄存器可提供与心率监视器的部分数量相对应的一个或多个值。状态寄存器可提供有关于心率监视器的内部状态的信息。状态寄存器可例如储存与周期冗余核查相对应的值,其在写入信息到心率监视器的存储器时可以被比较,以便确定信息的有效性。状态寄存器还可以储存指示心率监视器的 ADC 210 已经完成积分循环的值。心率监视器的数据寄存器,例如数据寄存器 212,可储存如上所述的来自 ADC 210 的数字输出。由 ADC 210 提供的数字输出可作为 16 位值储存在数据寄存器中。在一些示例性实施方式中,多个数据寄存器可以被采用,例如两个数据寄存器,其储存为两个 16 位值的数字输出。

[0052] 心率监视器可支持低功率模式,包括睡眠等待,等待状态和激活状态。在睡眠状态中,仅用来在总线接口 216 处检测起动条件和用来检查赋能寄存器的源可被利用。当功率管理特征被激活时,心率监视器的状态机可以转变到等待状态。等待时间可通过如上所述的等待时间寄存器和配置寄存器的值确定。在激活状态中,LEDs 218a - n 和 220a - b 可以被激励以提供照射。也是在激活状态,光电二极管 206 可响应于在光电二极管处检测的照射而提供模拟电流信号。相应地,ADC 210 还可在激活状态中被激励,以便将光电二极管 206 提供的模拟电流信号转换成数字输出,如上所述。当心率监视器被激活时,状态机壳通过初始化过程而转变到激活状态。心率监视器处于激活状态的时间可以取决于储存在积分时间寄存器中的值。

[0053] 内部状态机可被用来控制心率监视器的激活和等待特征。在上电时,内部通电 - 复位可初始化心率监视器,并将心率监视器置于低功率睡眠状态。当总线接口 216 检测到起动条件时,心率监视器可转变到空闲状态并核查赋能寄存器。如果赋能寄存器指示心率监视器被禁用 (disabled),则心率监视器可返回到睡眠状态以省电。否则,心率监视器可保持在空闲状态,直到赋能寄存器指示心率监视器被激活。一旦被激活,则心率监视器可按次序执行如上所述的等待状态和激活状态。在循环完成时且返回到空闲状态,心率监视器可自动地开始新的等待 - 激活循环,只要该设备保持通电和被启用。

[0054] 现在参考图 3A-B,示出了心率监视器的检测模块 300 的另一示例性实施方式的图示。图 3A 中,示出了检测模块 300 的平面视图。图 3B 中,示出了检测模块 300 的前侧视图,且在图 3C 中,示出了检测模块 300 的侧部侧视图。图 3B 和 3C 中,经由相应的虚线示出了检测模块 300 的切面 (cut-out) 以便图示检测模块的各部件。应意识到,术语前侧和侧向侧仅出于方便而使用,且不应被解释为指示检测模块 300 的任何特定侧。

[0055] 图 3A-C 中的检测模块 300 可类似于上文参考图 2 描述的检测模块 200。相应地,检测模块 300 在该例中包括照射传感器 302,其具有光电二极管 304 和两个源模块 306a 和 306b。照射源模块 306a 可包括近场 LED308a 和远场 LED 310a。照射源模块 306b 可类似地包括近场 LED308ba 和远场 LED 310b。检测模块 300 还可包括覆盖近场 LED218a-b 和远场

LED220a-b 以及光电二极管 304 的相应镜头元件。在该例中,检测模块 300 可包括覆盖 LED 308a 的镜头元件 312a、覆盖 LED 310a 的镜头元件 312b、覆盖 LED 308b 的镜头元件 312c、覆盖 LED 310b 的镜头元件 312d。检测模块 300 还可包括覆盖光电二极管 304 的镜头元件 314。另外,在该例中,检测模块 300 可包括跨检测模块的面的窗口 316,其保护检测模块的各部件。镜头元件将在下文进一步详细讨论。

[0056] 还如在图 3A 中以举例的方式示出,光电二极管 304 的沿 Y 轴线的中心线 318 可以从检测模块 300 的沿 Y 轴线的中心线 320 偏离。光电二极管 304 的沿 X 轴线的中心线 322 可以与检测模块 300 的沿 X 轴线的中心线 324 共线。还如在图 3A 中以举例的方式示出的,LED 308a - b 和 LED 310a - b 定位为相对于光电二极管 304 的中心线 318 和 322 成一倾斜角度。在该例中,LED 308a - b 和 LED 310a - b 相对于光电二极管 304 的中心线 318 和 322 成大约  $45^\circ$  的角度。由此将意识到,延伸通过 LED 308a 和 310a 的直线和延伸通过 LED 308b 和 310b 且在光电二极管 304 的中心处相交的直线可相对于彼此正交。

[0057] 如图 3B 和图 3C,检测模块可具有宽度 w、长度 l 和厚度 t。在一些示例性实施方式中,检测模块 300 的宽度 w 可以为大约 10mm;检测模块的长度 l 可为大约 12mm;且检测模块的厚度 t 可为大约 5mm。应意识到,检测模块 300 的尺寸可取决于检测模块的各实施方式期间出现的各种设计约束。因此,检测模块的替换实施方式可以具有替换的尺寸。

[0058] 当个体穿戴并入了检测模块的心率监视器时,检测模块 300 的面可抵靠个体的皮肤定位。皮肤相对于检测模块 300 的面的定位可以关于沿 Z 轴线的平移  $\Delta Z$ 、皮肤表面绕 X 轴线的旋转  $\theta_x$ ,以及皮肤表面绕 Y 轴线的旋转  $\theta_y$ 进行描述。平移  $\Delta Z$  可以表示检测模块 300 的面与穿戴心率监视器的个体的皮肤表面之间的距离。当检测模块 300 的面平坦抵靠个体的皮肤表面时,皮肤位置可称为原始皮肤位置,并被描述为  $\Delta Z = 0$ ,  $\theta_x = 0^\circ$  且  $\theta_y = 0^\circ$ 。当在心率确定过程期间补偿皮肤位置时,皮肤位置可相对于该原始皮肤位置进行描述。在一些情形中,皮肤的表面沿 Z 轴线的平移的范围(“Z 范围”)可以是大约 0mm(Zmin)至大约 8.6mm(Zmax)的范围。另外,皮肤的表面绕 X 轴线的旋转,即  $\theta_x$ ,可以是大约  $-19.6^\circ$  至大约  $+19.6^\circ$  的范围,且皮肤的表面绕 Y 轴线的旋转,即  $\theta_y$ ,可以是大约  $-31.4^\circ$  至大约  $+31.4^\circ$  的范围。

[0059] 如上所述,在穿戴心率监视器时,可通过补偿照射的变化而确定准确的心率,所述变化是由于个体运动时个体皮肤位置的变化引起的。通过获得关于个体皮肤的位置的空间反馈,心率监视器可补偿个体的皮肤的位置。空间反馈可通过测量相应计量值的比率而获得,所述计量值在照射模块的近场 LED 和远场 LED 被点亮时获得,例如,由于照射源模块 306a 的近场 LED 308a 的计量值 N,和由于远场 LED 310a 的计量值 F。可以针对检测模块的源模块,例如检测模块 300 的源模块 306a 和 306b,的每一个获得计量值比率。

[0060] 应意识到,由于 LED 的计量值可取决于穿戴心率监视器的个体的皮肤表面的位置。参考图 4A-B,示出了检测模块 300 相对于个体的皮肤 400 的横向侧视图。图 4A 中,个体的皮肤 400 相对靠近检测模块 300。换句话说,图 4A 中,皮肤 400 沿 Z 轴线的平移,  $\Delta Z1$ , 相对小。图 4B 中,个体的皮肤 400 相对远离检测模块 300。换句话说,图 4B 中,皮肤 400 沿 Z 轴线的平移,  $\Delta Z2$ , 相对大。

[0061] 如图 4A-B 所示,由光电二极管 304 检测的、来自 LED 308a 和 310b 的照射的量可取决于皮肤 400 相对于检测模块 300 的位置。如图 4A 所示,例如,当皮肤 400 相对靠近检测

模块 300 时,例如当  $\Delta Z1$  相对较小时,来自近场 LED 308b 的照射可以落入光电二极管 304 的视野 (FOV) 402。如图 4A 所示,当皮肤 400 相对靠近检测模块时,来自远场 LED 310b 的照射的大部分或全部可落入光电二极管 304 的 FOV 402 之外。

[0062] 因此,当皮肤相对靠近检测模块 300 时,光电二极管 304 可检测来自近场 LED 308b 的照射,其落入 FOV 402,且从皮肤 400 反射。然而,当皮肤相对靠近检测模块 300 时,光电二极管 304 可能不检测来自远场 LED 310b 的落在 FOV 402 之外的照射的大部分或全部。由此应意识到,当皮肤 400 相对靠近检测模块 300 时,用于近场 LED 308b 的计量值 N 可相对高,且用于远场 LED 310 的计量值 F 可相对低(例如接近零)。相应地,随着检测模块 300 与皮肤 400 之间的距离  $\Delta Z1$  降低,计量值比率  $N/F$  可趋近于无穷大 ( $N/F \rightarrow \infty$ ),且用于远场 LED 310b 的计量值 F 趋近于零。

[0063] 然而,当皮肤 400 相对远离检测模块 300 时,来自远场 LED 310b 的照射可落在光电二极管 304 的 FOV 402 内,且来自近场 LED 308a 的照射可落在光电二极管的 FOV 402 之外。如图 4B 所示,当皮肤 400 相对远离检测模块 300 时,例如当  $\Delta Z1$  相对大时,例如,来自远场 LED 310b 的照射可落在光电二极管 304 的 FOV 402 内。还如图 4B 所示,当皮肤 400 相对远离检测模块时,来自近 LED 308b 的照射的全部或大部分可落在光电二极管 304 的 FOV 402 内。

[0064] 因此,当皮肤相对远离检测模块 300 时,光电二极管 304 可检测来自远场 LED 310b 的照射,其落入 FOV 402,且从皮肤 400 反射。然而,当皮肤相对远离检测模块 300 时,光电二极管 304 可能不检测来自近场 LED 308b 的落在 FOV 402 之外的照射的大部分或全部。由此应意识到,当皮肤 400 相对远离检测模块 300 时,用于近场 LED 308b 的计量值 N 可相对低(例如接近零),且用于远场 LED 310 的计量值 F 可相对高。相应地,随着检测模块 300 与皮肤 400 之间的距离  $\Delta Z1$  增大,计量值比率  $N/F$  可趋近于零 ( $N/F \rightarrow 0$ ),且用于近场 LED 308b 的计量值 N 趋近于零。

[0065] 可针对检测模块的每一个照射源模块计算计量值比率  $N/F$ 。参考上述的检测模块 300,可以针对源模块 306a,基于计量值  $N1$ (针对来自近场 LED308a 的照射获得)和计量值  $F1$ (针对来自远场 LED 310a 的照射获得)计算第一计量值比率  $N1/F1$ 。类似地,可以针对源模块 306b,基于计量值  $N2$ (针对来自近场 LED 308b 的照射获得)和计量值  $F2$ (针对来自远场 LED 310b 的照射获得)计算第二计量值比率  $N2/F2$ 。补偿模块(例如补偿模块 104)可由此使用该对计量值比率  $N1/F1N2/F2$ 、通过进行补偿因子查询表(如上文参考图 1 描述的补偿因子查询表 108)来识别皮肤位置。

[0066] 检测模块 300 的光学设计产生光电流的调制,其取决于检测模块关于个体的皮肤的表面的空间取向。当皮肤的表面接近窗口 316 时,来自远场 LED 310a-b 的照射大部分或完全在光电二极管 304 的 FOV 402 之外。因此,当皮肤表面接近窗口 316 时,极管 304 提供的光电流将接近零。相反,当皮肤的表面接近窗口 316 时,来自近场 LED 308a-b 的照射将引起来自光电二极管 304 的光电流的相对高的值,因为来自近场 LED 的照射将落在光电二极管的 FOV 402 内。

[0067] 由光电二极管提供的光电流也可取决于检测模块相对于个体的皮肤的表面的旋转。在具有平行于 X 轴线的源模块的示例性实施方式中,随着检测模块绕 X 轴线旋转,在光电二极管检测的来自该源模块的照射的量将保持恒定。由光电二极管检测的来自其他源模

块（其可正交于 X 轴线定位）的照射的量可随着绕 X 轴线的旋转量增大而快速地降低。当检测模块绕 Y 轴线旋转时，对于平行于 Y 轴线定位的源模块和正交于 Y 轴线定位的源模块，类似的效果可被观察到。绕 X 轴线和 Y 轴线的复合旋转可引起响应，该响应是来自两个源模块的照射的卷积。包括平行于 X 轴线和 Y 轴线的相应源模块的示例性实施方式在下文进一步参考图 7A-C 讨论。

[0068] 通过测量使用每个源模块的近场 LED 和远场 LED 获得的当前值的比率，换句话说，通过点亮左源模块和右源模块的 LED，心率监视器可获得空间反馈。源模块的近场 LED 和远场 LED 可一次点亮一个。ADC 提供计量值，该计量值对应于光电二极管提供的电流。计量值可随后被储存用于进一步的处理和分析。测量值的每一个可除以参考值，以获得标准化比率。标准化比率的分子可以是来自通过其中一个 LED 进行的照射的计量值。在一些示例性实施方式中，参考值可以是当两个或多个 LED 被点亮时测量的光电流。例如，参考值可以是当全部两个近场 LED 同时被点亮时的测量的电流  $N1$  和  $N2$ 。使用该示例，比率可以是  $N1/(N1+N2)$ ,  $N2/(N1+N2)$ ,  $F1/(N1+N2)$ ,  $F2/(N1+N2)$ 。由于照射的强度关于光电流之间的关系可以是线性的，故所述比率不会被每个 LED 的强度的绝对水平影响。

[0069] 通过将计算的比率与在如上所述的补偿查询表中包含的比率相比较，可确定与检测模块关于皮肤的取向相对应的空间反馈。在补偿查询表中包含的比率可直接等同于已知的取向。经计算的比率与补偿查询表中包含的比率之间的最小方差的和可以被用来识别补偿查询表的最佳匹配检测模块当前取向的取向。

[0070] 用于确定心率的原始信号可来自于两个源：在每个近场 LED 点亮的情况下的光电流（“近信号”）和在每个远场 LED 点亮情况下的光电流（“远信号”）。对于包含在补偿查询表中的每个取向，可存在用于近信号和远信号的比例因子。通过将特定取向下的平均信号幅值特征化，并将其除以标称取向（例如  $\Delta Z = 2.8\text{mm}$ ,  $\theta_x = 0$ , 且  $\theta_y = 0$ ）下的平均信号幅值，可以推导出比例因子。

[0071] 通过所确定的检测模块的实际取向，针对近信号测量的计量值可以被乘以近场比例因子，并随后被储存为空间补偿的原始数据值。类似地，用于远信号的计量值可以被乘以远场比例因子，并随后也被储存为空间补偿的原始值。

[0072] 整个数据采样顺序  $N1 ; N2 ; N1$  和  $N2 ; F1 ; F2$ ；以及  $F1$  和  $F2$  可以每秒钟被重复大约 30-128 次。为了省电，空间补偿可以以非常低的取样间隔实施，其中  $N1$ ,  $N2$ ,  $F1$  和  $F2$  对于来自  $N1$  和  $N2$  以及  $F1$  和  $F2$  的样本的每四次测量仅被点亮一次。

[0073] 空间补偿可取决于来自检测模块的空间反馈，且可以表示对运动的整个补偿过程的仅一个方面。由辅助传感器，如加速计或陀螺仪，提供的附加反馈也可以被并入，以进一步消除原始信号中运动引起的噪音。

[0074] 检测模块内的近场 LED 和远场 LED 的具体定位可影响 N/F 比率的灵敏性以及 Z 范围，来自 LED 的照射在所述 Z 范围上落入光电二极管的 FOV 内。应意识到，随着 LED 移动远离光电二极管，来自 LED 的照射的入射角增大。随着 LED 移动远离光电二极管，N/F 比率的灵敏性可增加，但 Z 范围可降低。近场 LED 和远场 LED 相对于光电二极管的适当位置可以是这样的位置：其中照射在识别的 Z 范围上被提供，同时保持针对 N/F 比率的响应。

[0075] 覆盖检测模块的 LED 的镜头元件可以将 LED 提供的照射聚焦，使得在沿 Z 轴线的特定距离  $\Delta Z$  处实现大量的被反射照射。在一些实施方式中，例如，用于近场 LED 的镜头

元件可将来自近场 LED 的照射聚焦,使得当  $Z = 2.8\text{mm}$ ,  $\theta_x = 0^\circ$ , 且  $\theta_y = 0^\circ$  时实现大量的被反射照射。在一些实施方式中,作为另一示例,用于远场 LED 的镜头元件可将来自远场 LED 的照射聚焦,使得当  $Z = 5.6\text{mm}$ ,  $\theta_x = 0^\circ$ , 且  $\theta_y = 0^\circ$  时实现最大的被反射照射。此外,近场 LED 和远场 LED 可以定位为相对于各自的镜头元件偏心,以产生其中峰值照射相对于检测模块的面非正交地发生的照射分布。通过本公开,将意识到附加的和替换的配置。

[0076] 应意识到,通过本公开,检测模块的各部件的各种公差可导致与各个检测模块略不同的 N/F 比率。例如,LED 的置放公差,以及镜头元件的模制和定位公差可对在沿 Z 轴线的给定距离  $\Delta Z_n$  处 N/F 的变化有所贡献。为了补偿各个检测模块之间的这种变化,心率监视器可在测试期间测量其响应,以便确定用于心率监视器的唯一校准信息。校准信息可储存在心率监视器处(例如作为设备校准信息 100),并在确定穿戴心率监视器的个体的心率时使用。

[0077] 在一些示例实施方式中,多于一个检测器或光电二极管。例如,多个检测器可围绕手腕穿戴式设备定位,且其中一个检测器可被选择用于在给定时刻基于与该检测器相关联的 N/F 比率测量心率。例如,与指示该检测器是最靠近皮肤的检测器的 N/F 比率相关联的检测器可被使用,以获得在确定心率时使用的补偿因子。更一般地说,可以使用与一 N/F 比率相关联的检测器,所述 N/F 比率指示该检测器定位为使得其易于产生与最准确的心率相对应的信号。随着设备移动,所选择的检测器可随时间改变。

[0078] 出于图示的目的,表示近场和远场源的两对 LED 被示出。附加的 LED 可被用作近场和远场源。在一些示例性实施方式中,单独一对 LED 可以被用作近场和远场源。在一些示例性实施方式中,近场和远场源可以与多个检测器相关联。例如,单独一对近场和远场源可定位在多个检测器之间,并同时或独立地用于这些检测器。心率监视器的替换实施方式可包括用于确定相对于设备的皮肤位置(例如距离)的传感器的其他类型。例如,温度传感器可用在一些示例性实施方式中。加速计、陀螺仪和其他类型的传感器可用来感测可被用来获得补偿因子的各种参数。

[0079] 图 5 中示出了使用心率监视器确定心率的示例方法步骤的流程图。心率确定过程可被起动(图块 502),近场 LED 可以被激励(图块 504)。用于近场 LED 的计量值 N 可例如使用如上所述的 ADC 和光电二极管而获得(图块 506)。远场 LED 则可被激励(图块 508),且用于远场 LED 的计量值 F 也可例如使用如上所述的 ADC 和光电二极管而获得(图块 510)。N 对 F 的比率, N/F 比,可以被计算(图块 512),其使用例如在如上所述的补偿因子查询表处的 N/F 比(图块 514)。补偿因子可被提供到使用补偿因子的心率确定模块(图块 516),以便计入用户皮肤的位置。应意识到,步骤 504-512 可针对心率监视器的检测模块的每个源模块被执行。

[0080] 图 6 中示出了使用心率监视器确定心率的示例方法步骤的另一流程图 600。如上所述,心率监视器的制造过程中的各种公差可导致个别心率监视器之间的可变的 N/F 比。相应地,在确定用于个体的心率时,校准过程可识别每个心率监视器可利用的校准信息。校准过程可针对心率监视器而被起动(图块 602),且来自心率监视器的检测模块的检测器的响应可以被测量(图块 604)。基于来自检测器的经测量的响应,校准信息可针对心率监视器而获得(图块 606)。校准信息可储存在心率监视器(图块 608)的非易失性存储器中(图

块 608), 且心率监视器的心率确定模块, 可在确定用于个体的心率时应用该校准信息 (图块 610)。

[0081] 图 7A-C 中示出了心率监视器的检测模块 700 的实施方式的另一示例的透视图。检测模块 700 可包括与上文参考图 3A-C 描述的检测模块 300 的特征相类似的特征。然而, 该例中, 检测模块 700 图示了用于照射检测器 702 和源模块 704a 和 704b 的替换配置。源模块 704a 和 704b 可类似地包括近场照射原 706a 和 706b, 和相应的远场照射源 708a 和 708b。例如在图 7A 中所示的, 照射检测器 702 可以是光电二极管, 且照射源 706a - b 和 708a - b 可以是 LED。检测模块 700 还可以包括控制器 710, 比如微处理器。光电二极管 702 和 LED 706a - b 和 708a - b 可以连接到微处理器 710, 如上所述。另外, 微处理器 710、光电二极管 702 和 LED 706a - b 和 708a - b 可以定位在检测模块 700 的基底 712 上。

[0082] 如图 7A 所示, 光电二极管 702 与基底 712 偏心地定位, 邻近基底的其中一个角部。在该例中, 源模块 704a 和 704b 参照光电二极管 702 定位且相对于彼此正交。如图 7A 所示, 穿过源模块 704a 的中心线 714 与穿过源模块 704b 的中心线 716 在光电二极管 702 的中心处相交, 使得中心线 714 和 716 相对于彼此垂直。如上所述, LED 可配置为提供 IR 照射或可见光照射。相应地, 在一些示例性实施方式中, LED 可具有大约 590 纳米 (nm) 的峰值波长, 其对应于琥珀色可见光。在另一些示例性实施方式中, LED 可具有具有其他的波长, 例如大约 560nm, 其对应于绿色可见光。

[0083] 如上所述, 相应的镜头元件可覆盖照射检测器和照射源。参考图 7B, 检测模块 700 可包括多个镜头部件 718 和 720a-b。镜头部件 718 可覆盖光电二极管 702 且包括镜头元件 722。镜头部件 720a 可覆盖照射源模块 704a, 且包括镜头元件 724a 和 724b。镜头元件 724a 可覆盖近场 LED 706a, 且镜头元件 724b 可覆盖远场 LED 708a。类似地, 镜头元件 720b 可覆盖源模块 704b, 且包括镜头元件 724c 和 724d。镜头元件 724c 可覆盖近场 LED 706b, 且镜头元件 724d 可覆盖远场 LED 708b。

[0084] 附图 7B 中举例示出的, 镜头元件 724a-d 可具有半球形状。镜头元件 724a-d 可由此将由 LED 706a-b 和 708a-b 提供的照射聚焦在用户的皮肤上, 所述用户穿戴并入了检测模块的心率监视器。例如, 镜头元件 724a 和 724c 可将来自相应的近场 LED 706a 和 706b 的照射聚焦, 使得当皮肤处于距检测模块 700 的面约 2.8mm 的距离处时, 从个体的皮肤反射且返回到光电二极管 702 的照射的量被最大化。作为另一示例, 镜头元件 724b 和 724d 可将来自相应的远场 LED 708a 和 706b 的照射聚焦, 使得当皮肤处于距检测模块 700 的面约 5.6mm 的距离处时, 从个体的皮肤反射且返回到光电二极管 702 的照射的量被最小化。还如图 7B 中举例示出的, 镜头元件 722 可具有圆柱形形状。镜头元件 722 可由此用作光导管, 该光导管利用总的内部反射来捕获从个体的皮肤反射且返回到光电二极管 702 的照射, 甚至在照射可能相对于镜头元件偏心时。

[0085] 镜头元件 722 和 724a-d 可以在压模制过程中由热塑性环氧树脂形成。凹槽 726 可以分开围绕照射寄存器 702、源模块 704a 和 704b、和微处理器 710 的相应区域。凹槽 726 发挥作用以提供一空间, 在该空间中可形成不透光的热塑性弹性体覆盖件。图 7C 中, 检测模块 700 被示出为附接有不透光的热塑性弹性体覆盖件 728。覆盖件 728 包括开口, 以露出镜头元件 722 和 724a-d。

[0086] 本公开中提供的心率监视器可以良好地适用于手腕穿戴的便携设备, 比如运动手

表、活动监视器、便携媒体播放器和由个体穿戴的其他类型设备。光学心率监视器还可以良好地适用于这样的设备：其希望低的功率消耗，且经由心电描记法确定心率是不可的或不希望的。

[0087] 心率监视器良好适用的一个这种设备包括手腕穿戴式设备 800，如图 8 所示。心率监视器，如上文所描述的心率监视器，可以并入到手腕穿戴式设备 800 中。心率监视器可以位于手腕穿戴式设备 800 中，使得当个体穿戴该手腕穿戴式设备时，心率监视器的检测模块的面面对个体的皮肤。在一些示例性实施方式中，心率监视器可以位于手腕穿戴式设备 800 的下侧 802 处，靠近手腕穿戴式设备的顶部，使得检测模块的面向下朝向个体的手腕的顶部面向。可以选择性地采用用于心率监视器的其他位置。

[0088] 手腕穿戴式设备 800 可包括输入机构，比如可按压的输入按钮 804，以辅助设备的操作。输入按钮 804 可操作地连接到控制器 806 或其他电子部件，比如一个或多个在下文参考图 9-11 讨论的元件。控制器 806 可嵌入壳体 808 或者是壳体 808 的一部分。壳体 808 可由包括弹性组分的一种或多种材料形成，且包括一个或多个显示器，比如显示器 810。显示器 810 可以被认为是手腕穿戴式设备 800 的可照射设备。显示器 810 可包括一系列单个发光元件或灯元件，比如 LED 灯。灯可以形成阵列且可操作地连接到控制器 806。手腕穿戴式设备 800 可包括指示器系统 812，其还被认为是总体显示器 810 的一部分或部件。指示器系统 812 可结合显示器 810（岂可具有多个像素构件 814）而操作和照射，或完全独立于显示器 810。指示器系统 812 也可包括多个附加的发光元件或发光构件 816，其在一个示例性实施方式中可采取 LED 灯的形式。在一些示例性实施方式中，指示器系统 812 可提供目标的视觉指示，比如通过使发光构件 816 的一部分照射，以表示朝向一个或多个目标的完成度。

[0089] 紧固机构 818 可脱开，其中手腕穿戴式设备 800 可围绕个体的手腕或其他部分定位。一旦定位在个体上，紧固机构 818 可以基本置于接合位置。在一些示例性实施方式中，紧固机构 818 可包括接口，包括但不限于 USB 端口，用于与计算机或其他设备操作地交互。在一些示例性实施方式中，紧固构件可包括一个或多个磁体。在一些示例性实施方式中，紧固构件可不具有运动部分，且完全依赖于磁力。

[0090] 在一些示例性实施方式中，手腕穿戴式设备 800 可包括传感器组件（未示出）。传感器组件可包括多个不同的传感器，包括这里公开或本领域已知的那些。在示例性实施方式中，传感器组件可包括或允许操作地连接到这里公开的或本领域已知的任何传感器。手腕穿戴式设备 800 还可配置为接收从一个或多个外部传感器获得的数据。手腕穿戴式设备 800 可配置为，基于个体的活动显示数据，所述数据用个体获得的货币或活动点表达。

[0091] 现在参考图 9，个人训练系统 900 的示例。系统 900 可以包括一个或多个电子设备，比如计算机 902。计算机 902 可包括移动终端，比如电话、音乐播放器、平板电脑、上网本或任何便携式设备。在一些示例性实施方式中，计算机 902 可包括媒体播放器或录音器、桌面电脑、服务器（一个或多个）、游戏机，比如 Microsoft® XBOX，Sony® Playstation，或 Nintendo® Wii 游戏机。将意识到，这些仅是出于描述性目的的示例设备，且本公开不限于任何特定的平台或计算设备的类型。

[0092] 简要地参考图 10，计算机 902 可包括计算单元 904，其可包括至少一个处理单元 906。处理单元 906 可以是配置为执行软件指令的任何类型的处理设备，比如微处理设备。计算机 902 可包括多种非瞬时性计算机可读媒介，比如存储器 908。存储器 908 可包括但

不限于,随机访问存储器 (RAM),比如 RAM 910 ;或只读存储器 (ROM),比如 ROM 912。存储器 908 可包括一个或多个:电可擦除只读存储器 (EEPROM)、固态存储器、光学或磁盘存储器、或可用来储存电子信息的任何其他非瞬时性介质。

[0093] 处理器单元 906 和存储器 908 可被直接或间接地(通过总线 914 或替换的通信结构)连接到一个或多个外围设备。例如,处理单元 906 或存储器 908 可直接或间接地连接到额外的存储存储器,比如硬盘驱动器 916、光学设备 918 或任何其他存储器。处理单元 906 和存储器 908 还可以直接或间接地连接到一个或多个输入设备 920 和一个或多个输出设备 922。输出设备 922 可包括例如显示设备 936(图 9)、视-听器材、触觉反馈机构或其他设备。在一些示例性实施方式中,一个或多个显示设备可并入到眼镜,且可选地配置为提供反馈给用户。输入设备 920 可包括,例如,键盘、触摸屏、远程控制平板、定点设备(比如鼠标、触摸板、手写笔、轨迹球、或操纵杆)、扫描仪、摄像头或麦克风或任何这里公开的传感器。下文提供示例传感器及其说明性的使用。就此而言,输入设备 920 可包括一个或多个传感器,其配置为感测、检测、或测量来自用户(比如用户 924)的运动活动,如图 9 所示。

[0094] 再次参看图 9,图像捕获设备 926 或传感器 928 可被用在用户 924 的运动活动的检测或测量中。在示例性实施方式中,从图像捕获设备 926 或其他传感器(比如传感器 928)获得的数据可以检测运动活动,直接地(例如数据可直接地与动作参数相关),或间接地(数据可组合地利用,彼此组合或与其他传感器组合,以检测或测量运动)。由此,一些测量值可通过将来自两个或多个设备的数据组合而确定。计算机 902 还可使用触摸屏或图像捕获设备来确定用户指向哪里,以从图形用户界面做选择。图像捕获设备 926 或传感器 928 可以包括或操作地连接到一个或多个传感器,包括但不限于这里公开的那些。

[0095] 计算机 902、计算单元 904、或其他电子设备可直接地或间接地连接到一个或多个网络接口,比如示例接口 930(如图 10 所示),其配置为允许与网络(如网络 932)(图 9)进行通信。在图 10 的示例中,网络接口 930 可包括网络适配器或网络接口卡(NIC),其配置为根据一个或多个通信协议,比如传输控制协议(TCP)、因特网协议(IP)、用户数据报协议(UDP),将来自计算单元 904 的数据和控制信号转换为网络信息。网络接口 930 可采用任何合适的连接代理,应用于连接到网络 932。然而,网络 932 可以是单独或组合的一个或多个任何类型或拓扑结构的信息分布网络,比如因特网(一个或多个)、内联网(一个或多个)、云网络(一个或多个)、局域网(一个或多个)。网络 932 可以是线缆、光纤、卫星、电话、移动电话、无线等,且这样,以各种方式配置为具有一个或多个有线或无线通信通道(包括但不限于:WiFi®, Bluetooth®, 或 ANT 技术),以将一个或多个位置(例如学校、商业区、家庭、消费住所、网络源等)连接到可以类似于或等同于计算机 902 的其他设备。事实上,系统 900 每个部件可包括多于一个实体(例如多于一个计算机 92、多于一个显示器 936,等)。

[0096] 不管计算机 902(或网络 932 内的其他设备)是便携的或处于固定位置的,应意识到,除了上文具体列出的输入、输出和储存外围设备之外,技术设备可连接到多种其他外围设备,比如直接地或通过网络 932 连接。在一些示例性实施方式中,单个设备可以整合图 9 中所示的一个或多个部件。例如,单个设备可包括计算机 902、图像捕获设备 926、传感器 928、显示器 936、和附加部件。在一些示例性实施方式中,传感器设备 938 可包括移动终端,其具有显示器 936、图像捕获设备 926、和一个或多个传感器 928。在其他示例性实施方式中,图像捕获设备 926 或传感器 928 可以是外围设备,其配置为操作地连接到媒体设备,包

括例如便携式游戏机或媒体系统。

[0097] 传感器,比如传感器 926 和 928,可配置为检测或监视用户 924 的至少一个健身参数。传感器 926 和 928 可包括但不限于:加速计、陀螺仪、位置确定设备(例如 GPS)、光(包括不可见光)传感器、温度传感器(包括环境温度或提问)、睡眠模式传感器、心率监视器、图像捕获传感器、湿度传感器、力传感器、指南针、角速率传感器、或其组合。网络 932 或计算机 902 可以与系统 90 的一个或多个电子设备通信,包括例如,显示器 936、图像捕获设备 926(例如一个或多个视频摄像头)和传感器 928,其可以是红外(IR)设备。在一个示例性实施方式中,传感器 928 可包括 IR 收发器。例如,传感器 926 和 928 可将波形传送到环境,包括朝向用户 924 的方向,并接收“反射”或以其他方式检测这些释放波形的变化。在一些示例性实施方式中,传感器可以是被动的,比如反射材料,其可以通过图像捕获设备 926 或传感器 928(等)检测。在其他示例性实施方式中,图像捕获设备 926 或传感器 928 可以配置为传送或接收其他无线信号,比如雷达、声纳、或可听信息。将意识到,根据各种实施方式,对应于不同数据光谱的幅度的信号可以被利用。就此而言,传感器 926 和 928 可以检测从系统 900 之外的外部源发射的波形。例如,传感器 926 和 928 可以检测用户 924 或周围环境释放的热量。由此,图像捕获设备 926 和传感器 928 可以包括一个或多个热成像设备。在一个示例性实施方式中,图像捕获设备 926 和传感器 928 可包括配置为进行范围现象学(range phenomenology)的 IR 设备。作为示例,配置为进行范围现象学得图像捕获设备可在商业上从波兰俄勒冈州的 Flir 系统公司获得。尽管图像捕获设备 926、传感器 928、和显示器 93 被示出为与计算机 902 直接通信,但应意识到,这些设备可直接与网络 932 通信(有线或无线地)。

[0098] 来自这里公开的任何传感器(一个或多个)的参数或被检测的运动可包括(但不限于以下形式)各种不同的参数、度量或生理特征,包括但不限于速度、加速度、距离、进行的步数、卡路里、心率、流汗检测、(effort)、氧气消耗、氧气动力、角速率、压力、方向、旋转力、冲击力及其组合。这样的参数还可以通过用户基于用户活动而赢得的活动点或货币来表示。

[0099] 如图 9 所示,用户 924 可以持有、携带或穿戴任何数量的设备,包括传感设备 938, 940, 942, 或 944。一个或多个设备 938, 940, 942, 或 944 可以并非专门制造用于健身或运动的目的。事实上,本公开的方面涉及利用来自多个设备的数据,其中一些设备不是健身设备,来收集、检测或测量运动员数据。在一个示例性实施方式中,设备 938 可以包括便携式电子设备,比如电话或数字音乐播放器,包括可从加利福尼亚的库比蒂诺的 Apple 公司获得的 IPOD®, IPAD®, 或 iPhone®、带式设备,以及可从华盛顿的雷德蒙德的 Microsoft 获得的 Zune® or Microsoft® Windows 设备。应意识到,数字媒体播放器可用作用于计算机的输出设备、输入设备或存储设备。在示例性实施方式中,设备 938 可以是计算机 902,而在其他示例性实施方式中,计算机 902 可以完全不同于设备 938。不管设备 938 是否配置为提供特定输出,其可以用作用来接收传感信息的输入设备。设备 938、940、942 或 944 可包括一个或多个传感器,包括但不限于本领域已知或这里公开的的任何传感器。

[0100] 设备 938-944 可彼此通信,直接地或通过网络,如网络 932。设备 938-944 中一个或多个之间的通信可以经由计算机 902 发生。例如,两个或更多的设备 938-944 可以操作

地连接到计算机 902 的总线 914 的外围设备。在另一示例性实施方式中,第一设备,比如设备 938,可以与第一计算机(比如计算机 902)以及另一设备(比如设备 942)通信,然而,设备 942 可不配置为连接到计算机 902 但可与设备 938 通信。应意识到,其他配置也是可行的。还有,图 10 中所示的部件可以包括在服务器 934、其他计算机、装置等中。

[0101] 在一些示例性实施方式中,传感设备 938、940、942 或 944 可以形成在用户 924 的服装或用户的配件内,或以其他方式与之关联,所述配件包括手表、臂环、腕带、项链、衬衫、鞋等。手腕穿戴式设备(例如手腕穿戴式设备 800)的示例在上文描述,但是这些仅是示例性实施方式,且本公开应不限于此。这些设备可配置为监视用户的运动活动,包括用户 924 的全天活动。当用户 924 与计算机 902 交互时,或独立于计算机 902 操作时,设备可检测运动活动。例如,每个设备可配置为用作全天活动监视器,其测量活动,而不管用户 924 是否靠近计算机 902 或与计算机 902 交互。

[0102] 在一些示例性实施方式中,传感器,比如图 9 中示出的传感器 944,可以整合到服饰中,比如运动服装。例如,用户 924 可穿戴一个或多个在身体上的(on-body)传感器 944a-b。传感器 944 可以并入用户 924 的服装中,或可位于用户 924 的身体的任何希望位置。传感器 944 可与计算机 902;传感器 928, 938, 940, 和 842;或摄像头 926 通信。交互性游戏服饰的示例在 2002 年 10 月 30 日提交的、专利申请号为 10/286,396、公开号为 2004/0087366 的美国专利申请中描述,其通过引用以其全文并入在此。在示例性实施方式中,被动传感表面可反射通过图像捕获设备 926 或传感器 928 发射的波形,比如红外光。在一个示例性实施方式中,位于用户 924 的服饰上的被动传感器可包括大致球形结构,其由可反射波形的玻璃或其他透明或半透明表面制成。不同类别的服饰可被利用,其中在被穿戴时,给定类别的服饰具有配置为位于用户 924 的身体的特定部分附近的特定传感器。例如,高尔夫服饰包括以第一配置定位在该服饰上的一个或多个传感器,而足球服饰可包括以第二配置定位在该服饰上的一个或多个传感器。

[0103] 图 11 示出了传感输入(例如传感位置 946a-946o 的图示性位置。对此,在一些示例性实施方式中,传感器可以是位于用户的服装中或上的物理传感器。在示例性实施方式中,传感器位置 946a-946o 可以基于对两个运动人体部位之间的关系识别。例如,传感器位置 946a 可以通过用图像捕获设备(比如图像捕获设备 926)识别用户 924 的运动而被确定。由此,在示例性实施方式中,传感器可不物理地位于特定位置(比如位置 946a-946o),而是配置为感测该位置的特性,比如通过图像捕获设备 926 或从其他位置收集的传感器数据。就此而言,用户 924 的身体的部分或总体形状可以允许特定身体部位的识别。不管图像捕获设备(比如摄像头 926)被利用,或位于用户 924 上的物理传感器,或使用来自其他设备的数据,传感器可感测身体部位的当前位置或跟踪身体部位的运动。在一个示例性实施方式中,关于位置 946m 的传感数据可被用于用户 924 的重心(即质量中心)的确定。例如,传感器位置 946a 和传感器位置 946f 或 946l 之间关于一个或多个传感器位置 946m-946a 的关系可以被利用以确定重心是否沿垂直轴线被提升(比如在跳跃期间),或是否用户通过弯曲和挠曲他们的膝盖而试图“假装”跳跃。在一个示例性实施方式中,传感器位置 946m 可以围绕用户 924 的胸骨定位。类似地,传感器位置 946o 可位于用户 924 的 naval 附近。在一些示例性实施方式中,来自传感器位置 946m-946o 的数据可以被利用(单独地或与其他数据结合)以确定用户 924 的重心。在一些示例性实施方式中,多个传感器位置,比如传

传感器位置 946m-946o 之间的关系可以在确定用户 924 的取向或旋转力时被利用,比如用户 924 躯干的扭转。进一步地,一个或多个传感器位置可被用来确定运动位置的中心。例如,一个或多个传感器位置 946m-946o 可用作用于用户 924 的运动位置的中心的点。在另一示例性实施方式中,传感器位置中的一个或多个可用作特定身体部位或区域的运动中心。

[0104] 本公开的进一步的方面涉及确定用户(比如用户 924)何时是活跃或非活跃(inactive)的。一些示例性实施方式可以涉及基于活动水平而改变电子输出,比如奖励(例如进行奖励或扣除虚拟或实体的奖励)。就此而言,活跃性或非活跃性的确定可以用作评价标准。例如,能量消耗值可以被确定,且当用户 924 已经是非活跃的达到预定时间段时能量消耗点可以被扣除,或在满足特定标准时可以被提高。该特征可以包括有所有计算,或可以用在各种游戏和竞赛中。例如,其可以确定是否满足评价标准。评价标准可包括非活跃性达到预定时间段。在一些示例性实施方式中,非活跃性不仅仅通过确定自用户曾经是活跃的以来经过的时间的量而被确定。

[0105] 当评价标准已经被满足时,可以调整奖励,比如能量消耗点。该调整可以是检测到的非活跃性的性质(例如持续时间、强度、类型、阈值、特定的生物计量或生理参数等)的函数。在一些示例性实施方式中,设备或警报可以提醒用户 924(或授权的群/个体):(a)可能接近于收到奖励(比如能量消耗点)的减少,以鼓励活动;或(b)用户接收到能量消耗点的减少。由此,队友或竞争用户可以被告知减少(或减少的可能性),老师、教练或父母可更容易地监视他人的物理活动。在一些示例性实施方式中,设备,比如设备 800(图 8),或这里公开的其他设备,可配置为感测活动水平,并检测用户已经处于不活跃的(例如低活动性)状态达到预定时间量,且作为响应,发送警告信息给本地或远程输出设备,以提醒用户变得更活跃。

[0106] 检测到的非活跃性的性质(持续时间、强度等)可以以各种时间间隔被分析,且允许同时针对不同的时间段(如天、周、和年)追踪点。低活动状态的阈值水平和非活跃时间的量也可以改变,且可以由用户 924 或其他个体或群进行个别地设置。

[0107] 在一些布置中,用户不活动(non-activity)或非活跃性也可以被检测并影响活动目标完成的进程。例如,当用户不具有特定水平的运动或运动的类型时、不具备至少预定水平的心率时、没有在一时间量上运动足够的距离的量时,等,以及具有其组合时,非活跃性可以被检测。对于其中用户积累活动点以达到活动点目标的布置,当不活动(例如非活跃或久坐)的量被检测时,点或值可从活动点或其他活动度量总量中扣除。用于将非活跃性转换成活动点扣除量的各种转换率可以被使用。在一个示例中,10 分钟的非活跃性可以对应于 5 点扣除。在另一示例中,30 分钟的非活跃性可对应于 100 点扣除。活动点的损失或扣除可以是线性的或可以是非线性的,例如指数、抛物线等。

[0108] 不活跃的时间可包括非活跃时间和久坐时间。非活跃和久坐时间可以通过不同的运动、心率(或其他生理参数)、步数或其他阈值而被限定,或可使用相同的阈值限定。在一个示例中,久坐时间可以具有比非活跃阈值更高的阈值(例如要求更高水平的活动)。即,个体可被认为是久坐而不是非活跃。如果希望的话,不活跃阈值可以对应于久坐阈值或更高的阈值。替换地,非活跃阈值可以比久坐阈值更高。可以存在多个久坐阈值、非活跃阈值或不活跃阈值(例如,久坐和非活跃阈值的每一个可以是不活跃阈值)。不同的点扣除量或点扣除率也可以限定在较少活动至没有活动(例如不活动)的多个阈值和水平之间。例

如,对于非活跃性用户每小时可失去 50 点,对于久坐活动每小时失去 30 点,或反之亦然。此外,活动点扣除可以在不同时刻根据用户是非活跃或久坐而被触发。例如,在 30 分钟非活跃或 45 分钟久坐之后,用户可开始失去活动点。也可以限定附加的阈值(例如多于两个阈值)和相对应的活动点损失率。

[0109] 在一些布置中,各种传感器可用来检测不活跃时间段。如讨论的,不活动时间段可基于心率、运动信号的幅值、步速(例如 <10 步每分钟)等。替换地或另外,非活跃性和久坐时间段可以基于物理位置、身体位置、身体取向、身体姿势或个体所进行的活动类型而被测量。物理非活跃性或久坐身体位置或取向的有害影响也可以不同。相应地,30 分钟的斜倚可以与 45 分钟的就座带来相同的健康风险。健康风险的潜在可能也可以是基于时间的。相应地,达到特定时段范围和在一定时间范围期间的不活动(例如睡眠)可能不会引起健康风险。在一个示例中,在下午 9 点与上午 9 点之间的 7-9 小时的睡眠可能不会带来有害的健康风险,且由此,可能不会对活动点或其他活动度量值的扣除有所贡献。事实上,在一些示例中,缺乏非活跃性(例如睡眠)达到特定的时段范围或在特定时间范围期间的非活跃性可能被认为是对用户的健康有害的。由此,在这些时间期间,活动点可被扣除或活动点可以以较慢速度积累。

[0110] 另外或替代地,活动度量(例如活动点)的值降低的量可以基于一天的时刻、用户的地点、用户的物理位置、非活跃性的水平等被确定。例如,在下午,用户可能比在夜晚失去更大的活动度量中的值,或以更快的速率失去。在另一示例中,如果用户在健身房,则相比于用户在家中,用户可失去更少的活动点或其他活动度量,或以更慢的速率失去度量值。

[0111] 为了计入不活跃活动类型的变化(例如低于被认定为活跃的活动所需水平),系统可在物理的身体位置或取向之间进行区分,包括例如睡眠、斜倚、坐和站。不同的物理身体位置和取向之间的区分可以通过位于用户身体的不同位置的传感器(或配置为检测特定身体部位的位置的传感器)确定。用户的物理身体位置则可以基于身体部位对彼此的相对位置而被确定。例如,当膝盖位置传感器在腰部或胸部传感器的第一阈值距离内时,系统可确定用户正在坐着。如果膝盖位置传感器在第一阈值距离之外,则系统可确定用户正站着。在其他示例中,各种传感器形成的角度可用来确定个体的位置。另外或替代地,如果由于正进行运动(例如处于、高于或低于)特定运动水平,则可以结合加速计或运动数据评估用户的各种身体部位的位置。

[0112] 除了活动点的扣除之外,系统可将非活跃性警告给用户,以鼓励活跃的生活方式。在一个示例中,在特定量的非活跃性之后,比如 2 分钟、5 分钟、30 分钟、1 小时等,系统可通过在设备(比如这里描述的任何设备)上显示信息或指示而警告用户(或授权的个体或群)。在非连贯的时间段上,非活跃时间的量可以叠加。连贯的非活跃时间的量可以替换地或附加地被追踪。例如,如果用户在上午 10:15 至 11:00 之间且随后又在下午 2:00 至 2:30 之间是非活跃的,则不活跃时间的总量可以是 1 小时 15 分钟。在扣除活动点之前,非活跃性的消息或指示可以作为警告被提供。例如,消息可以指示,如果用户不在特定的时间量内(例如 30 分钟、5 分钟、10 秒、30 秒、1 小时、2 小时等)进行足够水平的活动,则 X 量的活动点将被扣除。相应地,设备可包括不活跃计时器,以确定用户不活动的量。另外,消息可提供建议,如用户应进行的活动类型,以对抗由非活跃性带来的任何风险。例如,系统可建议用户以 10 分钟每英里的步速步行 1 小时。当用户已经抵消或解决了被检测的非活跃性

时间量的风险或负面影响时,可以提供庆祝信息或其他指示。

[0113] 如果由于在不活跃模式或已存在的久坐的特定时间量内返回至久坐或不活跃模式,则可提供警告、点扣除、或其他通知。例如,用户可联系或进行足够水平的活动,以离开久坐或不活跃模式达到 10 分钟的时间段。然而,对于比如 1 小时、2 小时、3 小时等的时间段,系统或设备可以要求至少 30 分钟的活动,以避免附加的警告。例如,警告可指示用户没有进行运动达到足够的时间量或活动的足够水平,或其组合。另外,短的时间量内的多个久坐时段(例如阈值时间量)可要求更高或附加的活动水平,以抵消潜在的久坐影响(包括健康风险等)。在特定示例中,用户可被要求进行更高水平的活动,以停止点扣除。

[0114] 设备或其他系统可以进一步建议用户在负面健康影响可能发生之前所允许的不活跃时间的量。在一个示例中,设备或系统可包括倒计时器,其指示在潜在的健康风险可开始发生影响之前允许的不活跃时间的剩余量。可以基于已进行的活动的量而积累或赚得可允许的不活跃时间的量。相应地,设备还可以提供可以进行以便赚得预定量的不活跃时间(例如看 1 小时电视)的活动的持续时间或类型的建议或推荐。不同类型的不活跃或久坐活动可要求活动的不同类型或量。例如,一小时的斜倚可比 1 小时的就座要求更多的力气或更长的练习。在另一示例中,坐 1 小时同时编织(knitting)可以比坐 1 小时同时看电视要求更少的体力或更低量的练习。根据一个或多个布置,可基于经验数据或预限定的规划以及数据表产生建议,所述数据表指示活动的持续时间或类型以及可允许的不活动的量。

[0115] 设备或活动跟踪系统可进一步基于历史记录而建议活动。例如,设备或跟踪系统可确定用户过去所进行的活动并基于这些活动类型而产生建议。另外或替代地,设备或跟踪系统可针对用户过去进行的特定锻炼而产生建议。例如,用户可需要进行值 500 卡路里的活动以对抗 2 小时的看电视。在该情况中,系统可建议进行该用户过去进行过的特定锻炼(该锻炼中该用户燃烧了 500 卡路里)。历史活动类型和特定历史锻炼的组合可用来产生建议。在一个示例中,系统可基于用户看起来喜欢的锻炼类型而建议用户在过去已经进行过的两个锻炼中的一个。基于用户进行每种锻炼类型的次数,可以确定喜好。也可以基于地点或时间而建议锻炼或活动类型。例如,如果用户之前在同一地点或同一时间进行特定类型的活动或特定的锻炼例程,则系统可建议该类型的活动或锻炼例程。可以使用其他建议算法和因子。

[0116] 系统 900(图 9)可以配置为将能量消耗点传送到社交网络站点。可针对希望的时间间隔基于用户的总点数而将他们排名(例如每天、周、月、年等排名)。

[0117] 已经关于示例性实施例描述了本公开的方面。通过本公开的综述,本领域技术人员将想到所附权利要求的理念和范围内的多种其他实施例、修改和变化形式。例如,本领域技术人员将意识到附图中图示的步骤可以以所列举次序之外的次序执行,且根据本公开的各方面,所图示的一个或多个步骤可以是可选的。

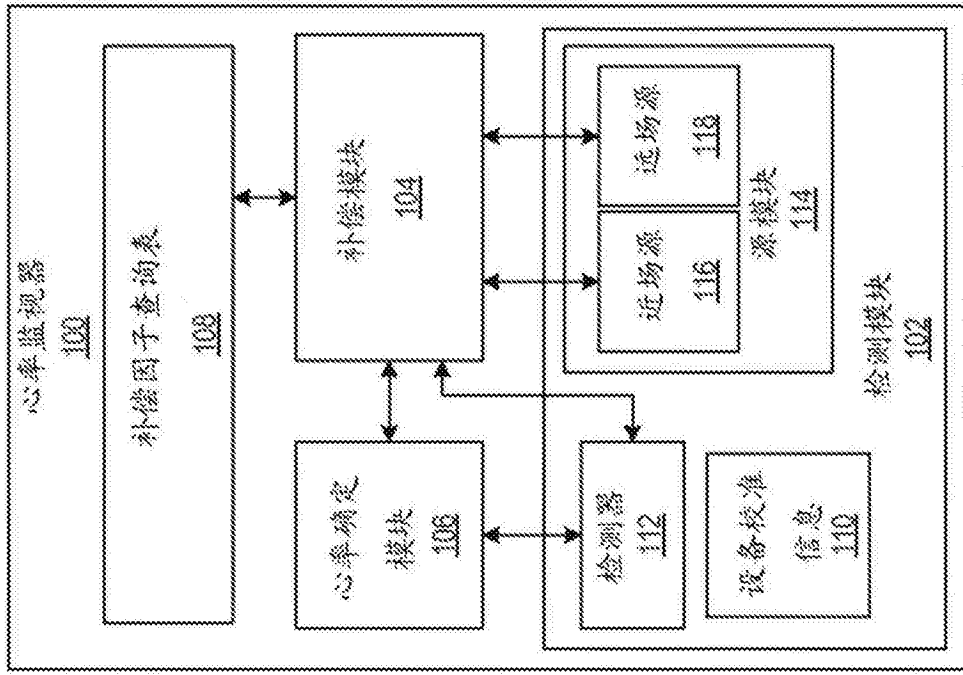


图 1

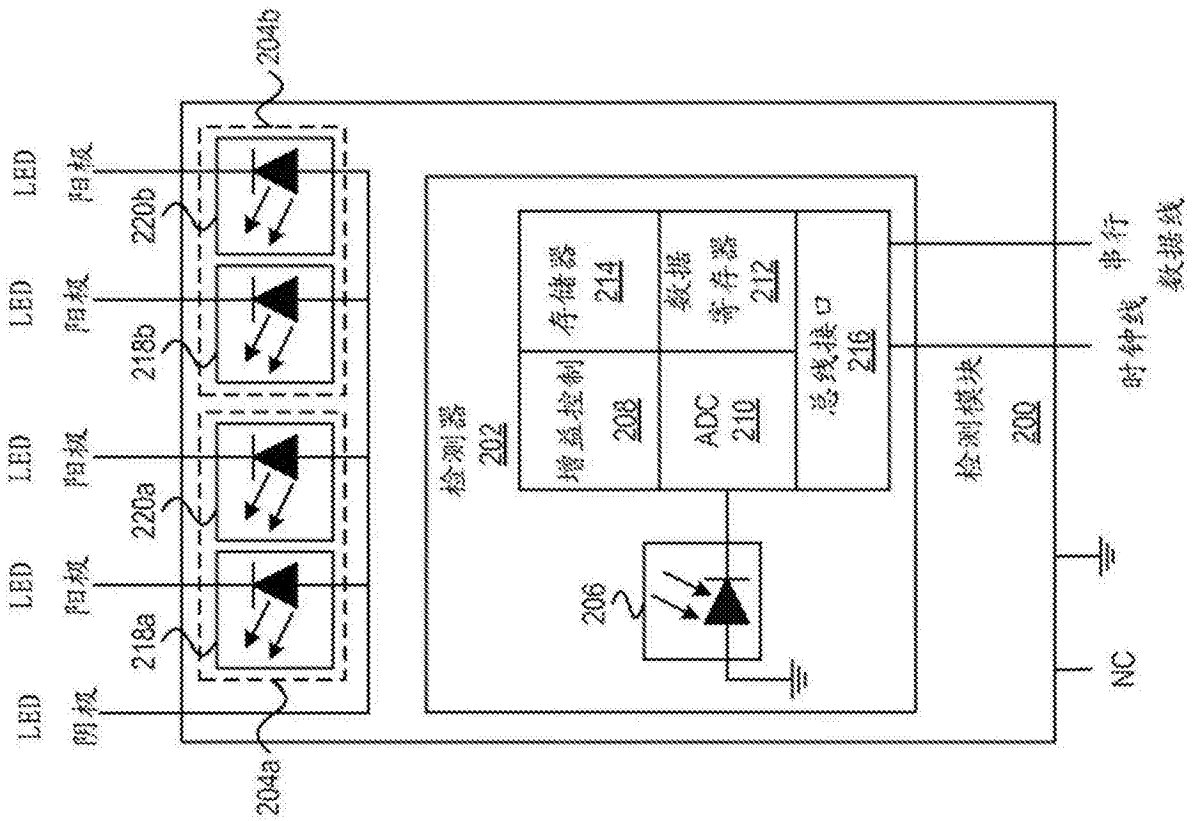


图 2

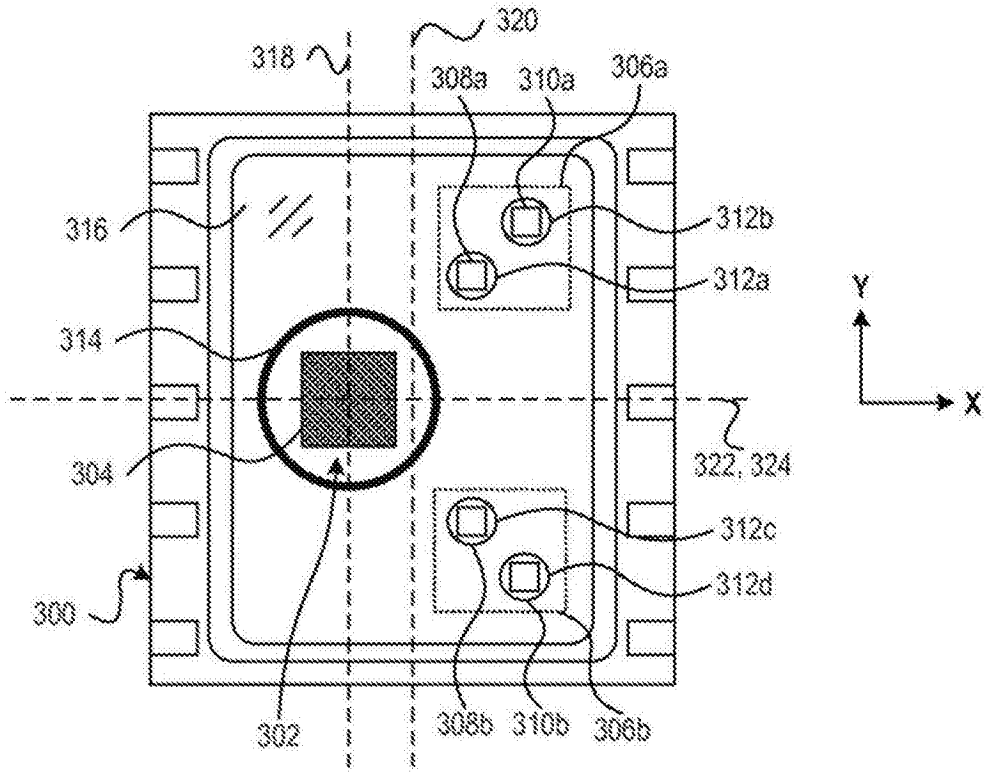


图 3A

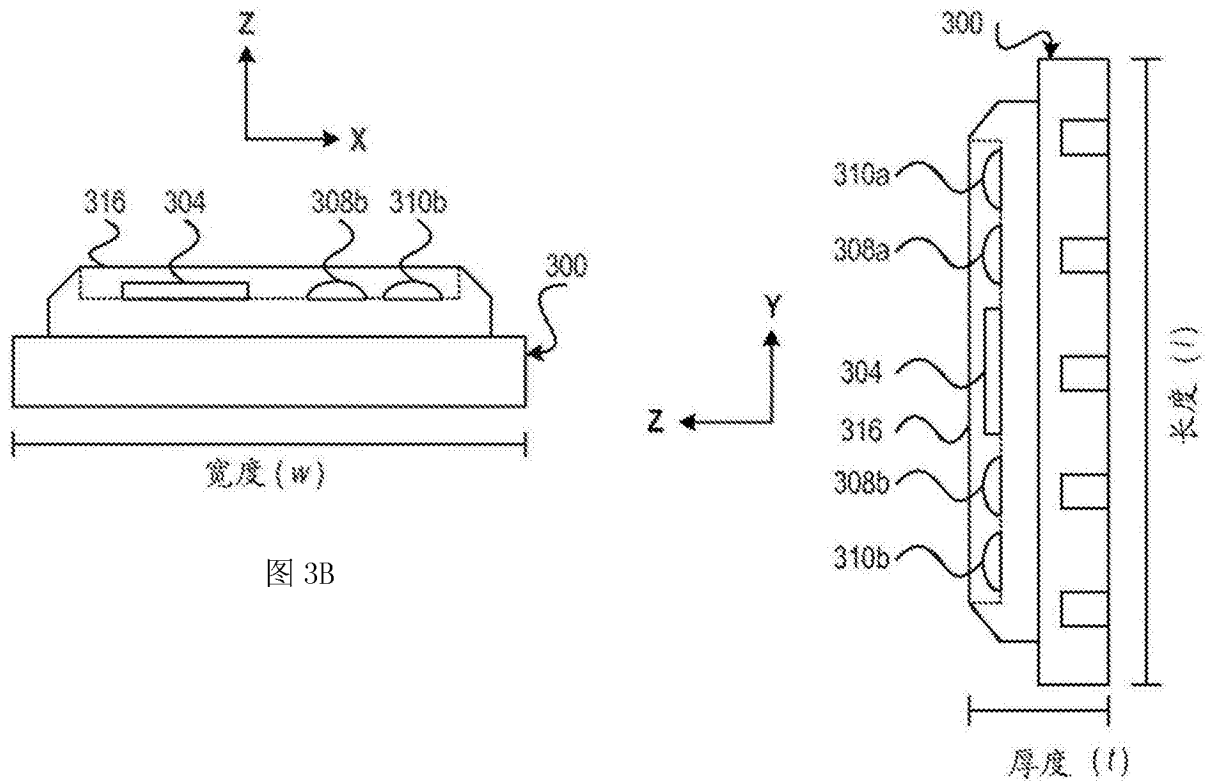


图 3B

图 3C

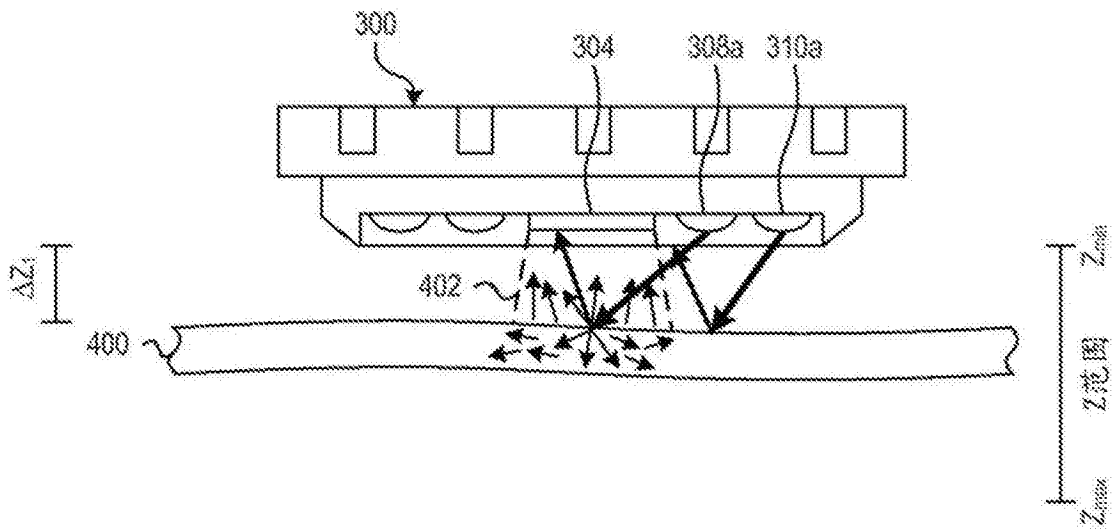


图 4A

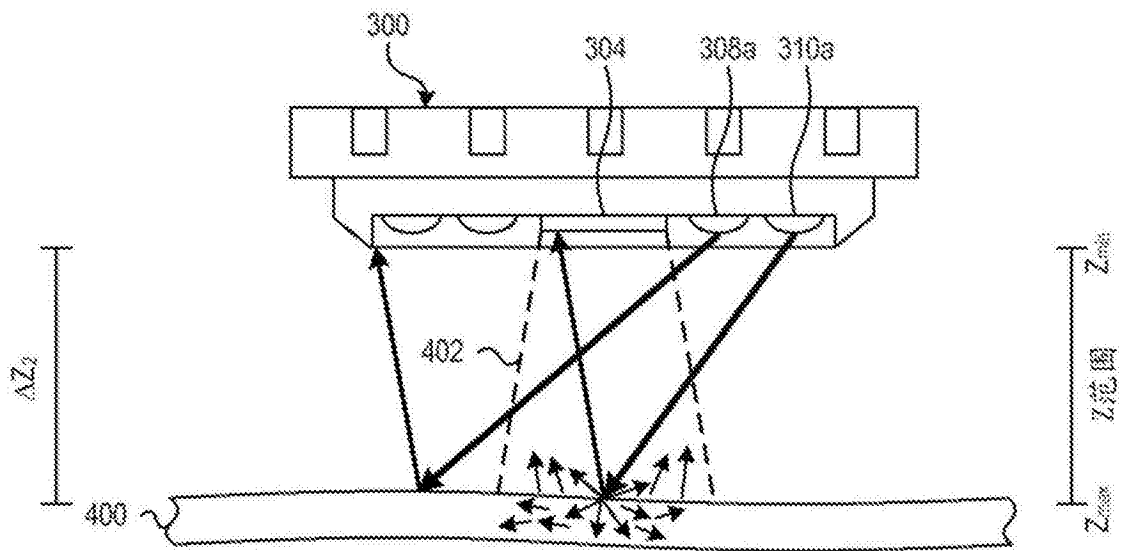


图 4B

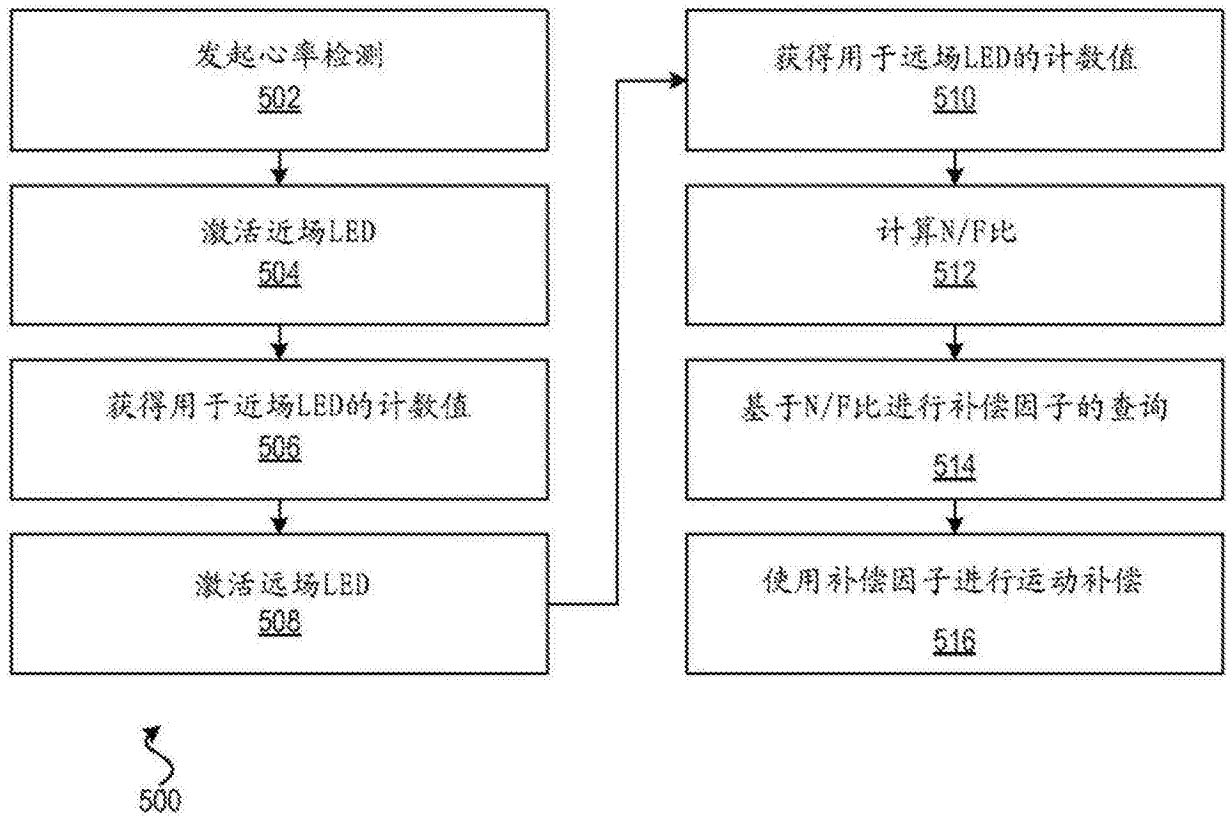


图 5

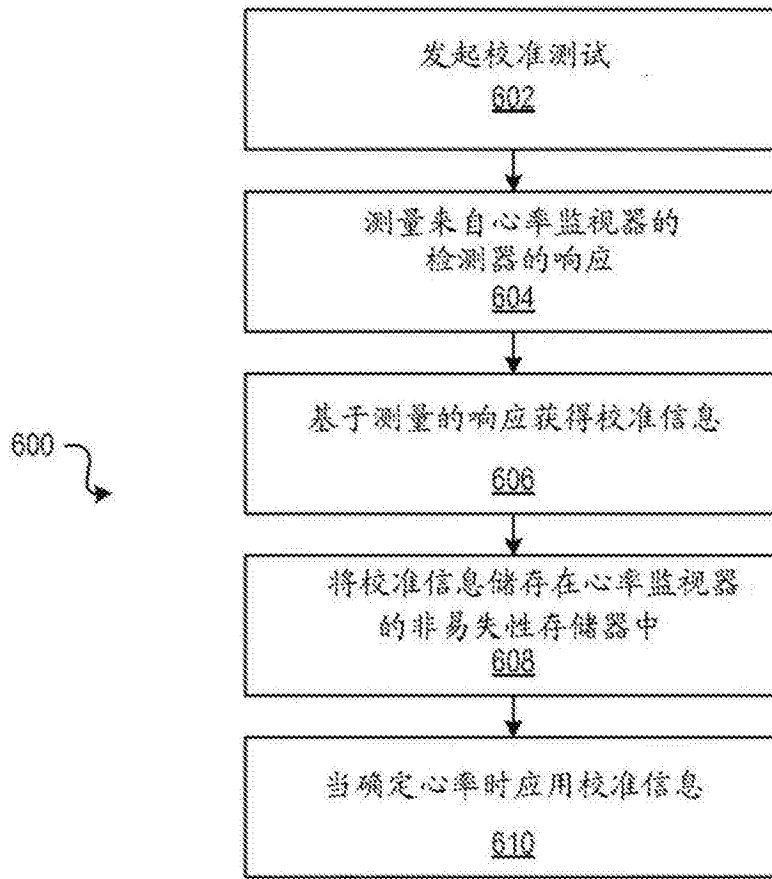


图 6

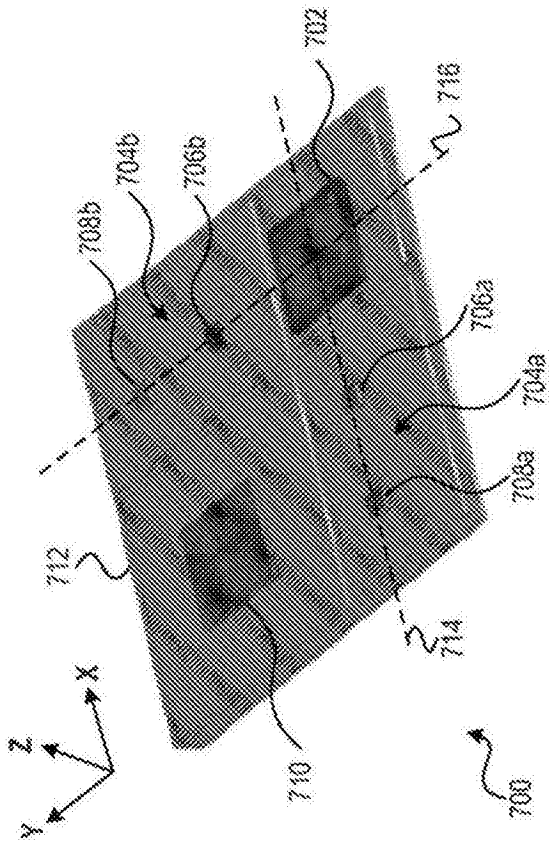


图 7A

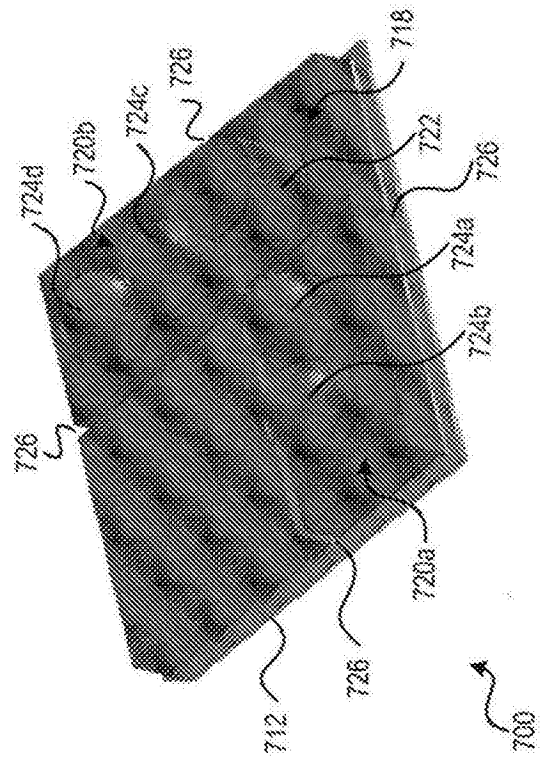


图 7B

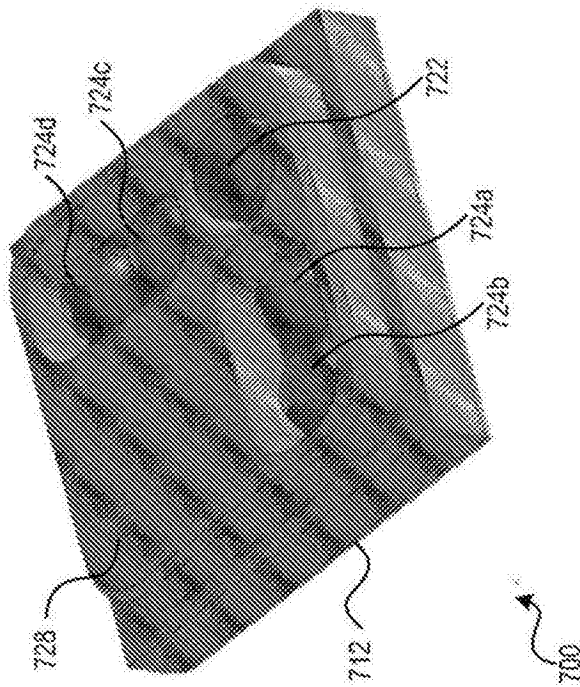


图 7C

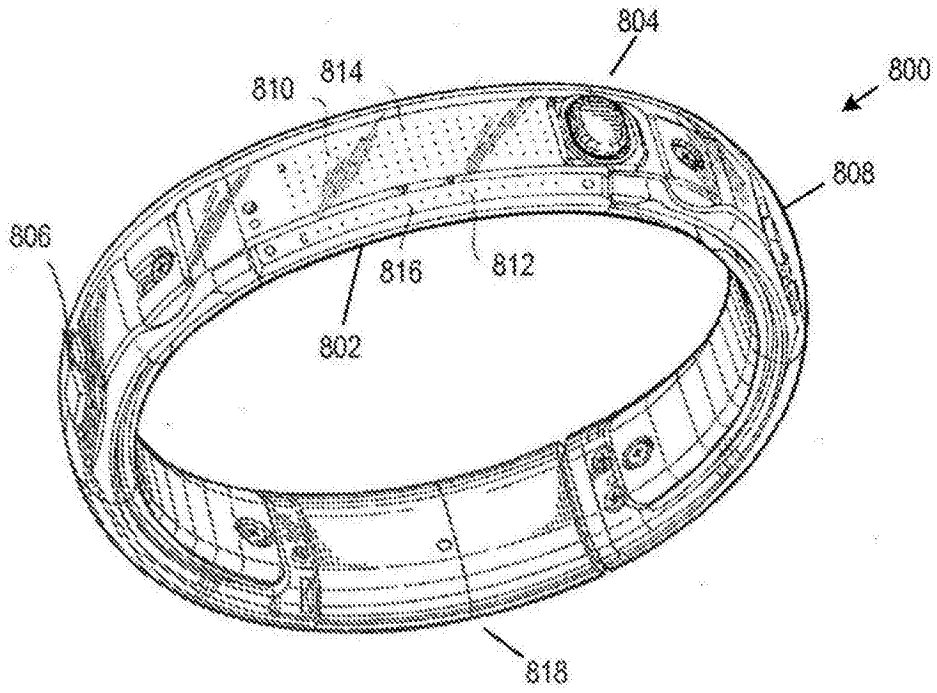


图 8

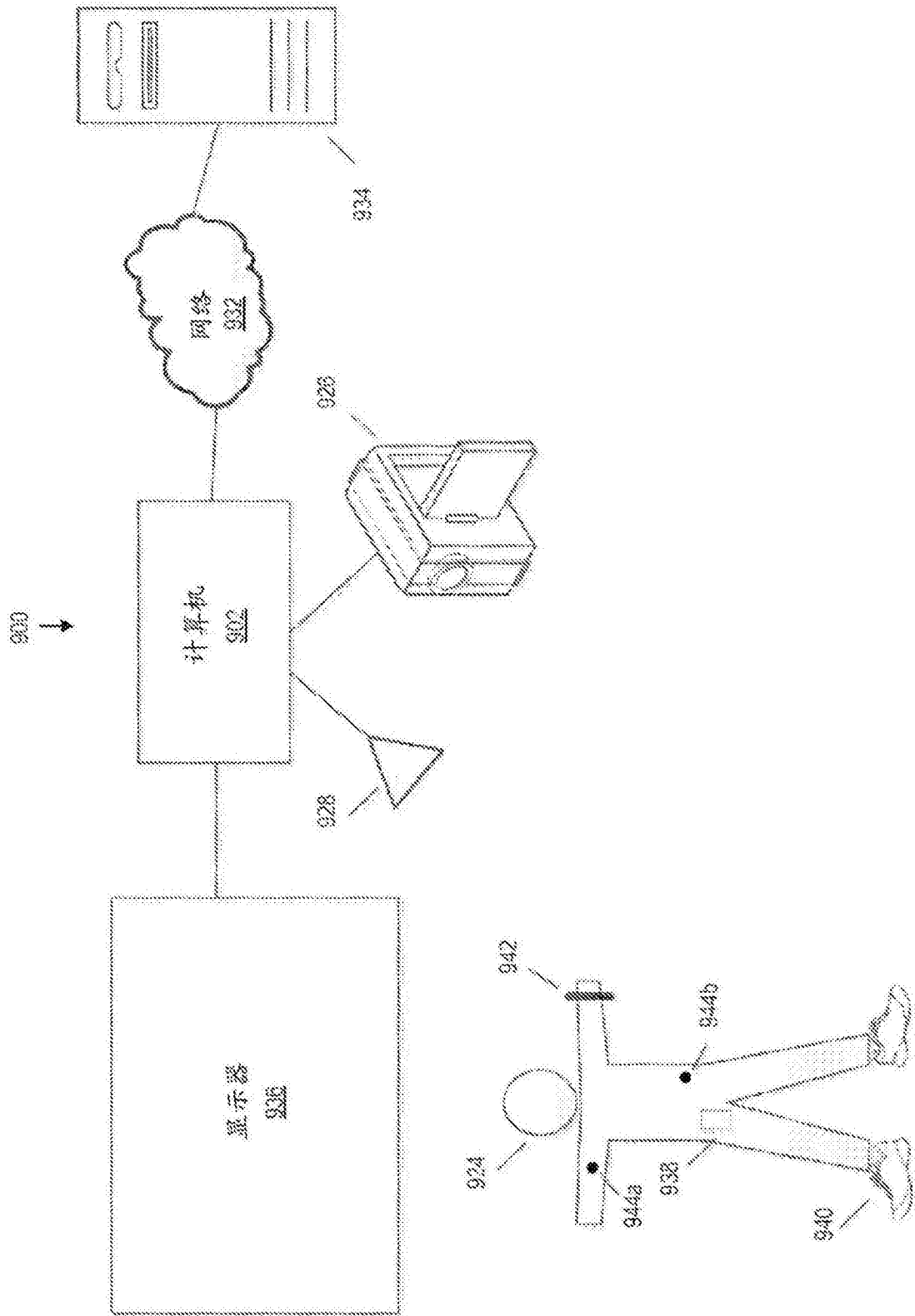


图 9

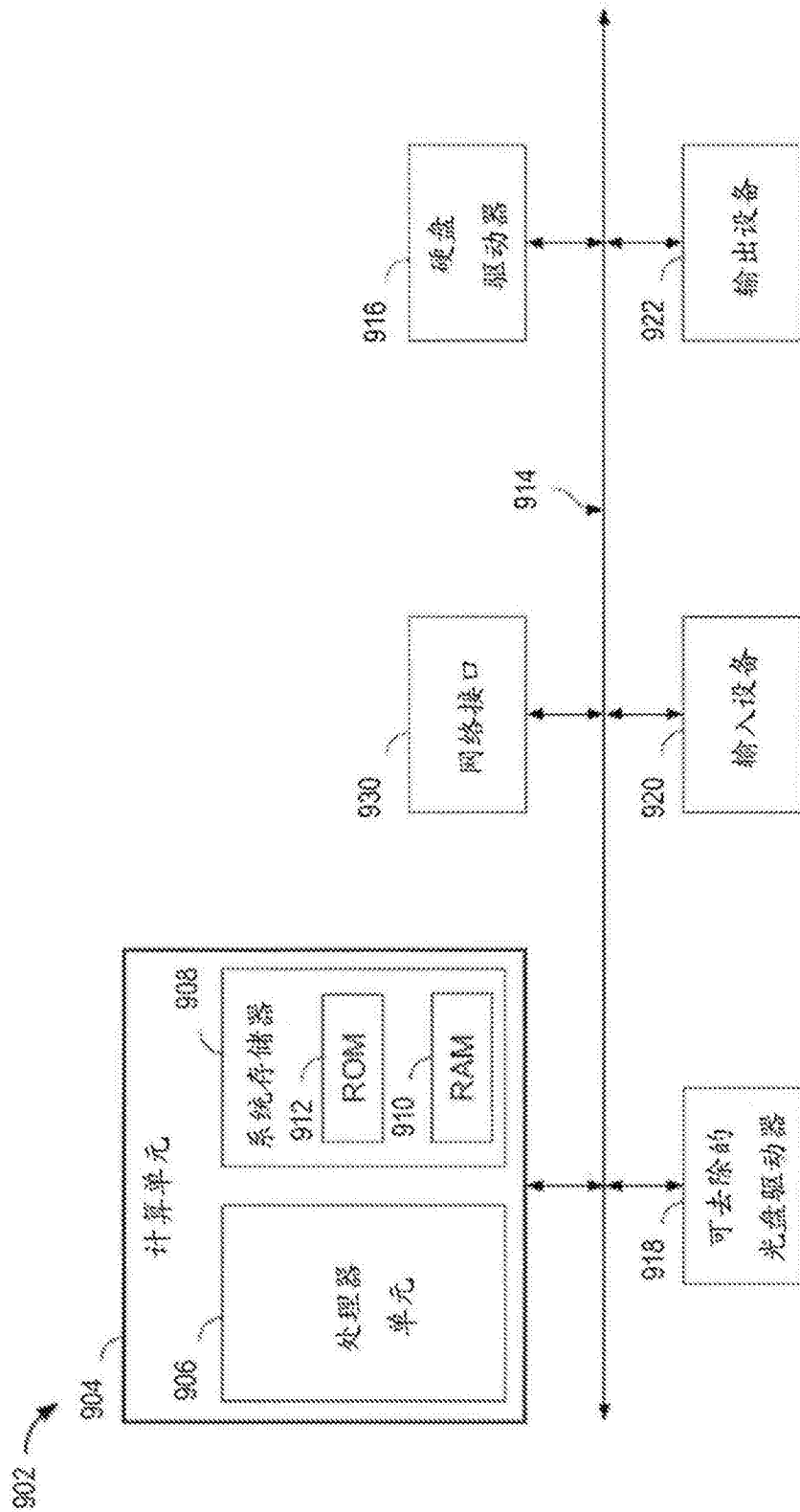


图 10

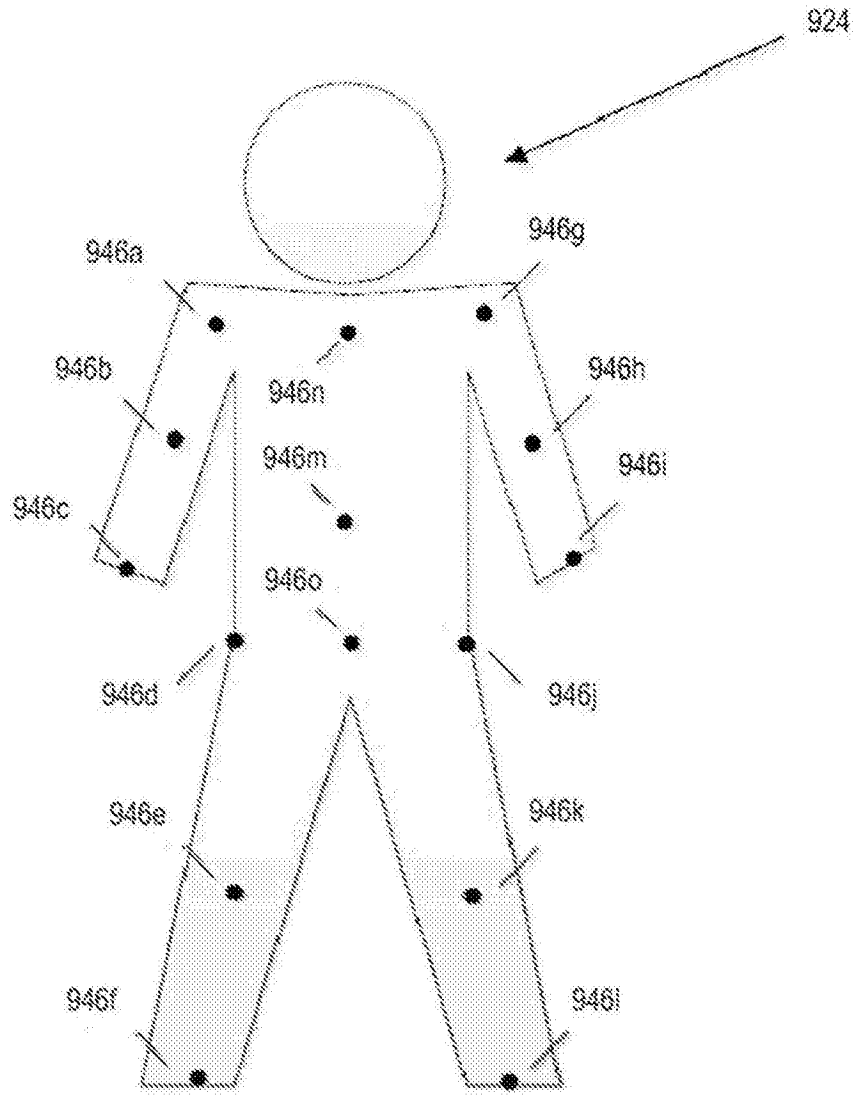


图 11

专利名称(译)	利用心率信息的运动表现监测系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN105050487A</a>	公开(公告)日	2015-11-11
申请号	CN201380065863.0	申请日	2013-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	耐克国际有限公司		
申请(专利权)人(译)	耐克创新有限合伙公司		
当前申请(专利权)人(译)	耐克创新有限合伙公司		
[标]发明人	S H 沃克		
发明人	S.H.沃克		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/002 A61B5/0022 A61B5/01 A61B5/02055 A61B5/02433 A61B5/11 A61B5/1112 A61B5/1128 A61B5/4812 A61B5/681 A61B5/6844 A61B5/721 A61B5/742 A61B5/7475		
代理人(译)	王小京		
优先权	61/719172 2012-10-26 US		
其他公开文献	CN105050487B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

照射源可配置为照射用户的皮肤。照射检测器可检测从用户的皮肤反射的电磁辐射。补偿模块可配置为确定用户的皮肤相对于照射检测器的位置。处理器可配置为，通过分析通过照射检测器检测的电磁辐射的量相对应的信息而确定用户的心率。处理器还通过补偿由补偿模块确定的用户的皮肤的位置而确定用户的心率。

