



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105433949 A

(43) 申请公布日 2016. 03. 30

(21) 申请号 201510614327. 2

(22) 申请日 2015. 09. 23

(30) 优先权数据

62/054, 341 2014. 09. 23 US

62/068, 497 2014. 10. 24 US

14/861, 920 2015. 09. 22 US

(71) 申请人 飞比特公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 谢尔顿·杰骄·袁 洪廷旭

(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 林彦

(51) Int. Cl.

A61B 5/11(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

A63B 71/00(2006. 01)

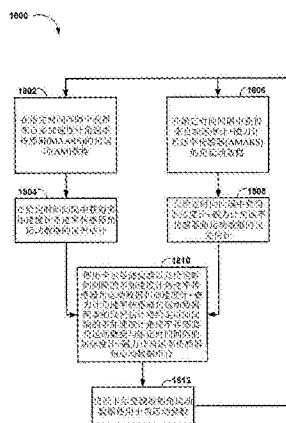
权利要求书3页 说明书85页 附图42页

(54) 发明名称

混合角运动传感器

(57) 摘要

本发明提供一种混合角速率系统。在一个方面中,所述混合角速率系统至少包含两个不同类型的角速率传感器。所述混合角速率系统可确定何时使用第一角速率传感器且何时使用第二角速率传感器来获得指示便携式传感器装置的角运动的角速率测量值。此外,所述混合角速率系统可基于所述确定而使用来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器或所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器的数据确定描述所述便携式传感器装置的角运动的一或多个角运动参数。



1. 一种便携式传感器装置,其包括:

第一角速率传感器,其包含两个或两个以上加速度计,其中所述两个或两个以上加速度计中的两者沿着共同轴线定位在间隔开的位置处;

第二角速率传感器,其包括加速度计和磁力计;以及

一组一或多个处理器;以及

存储指令的非暂时性计算机可读媒体,所述指令当执行时致使所述组处理器:

(a) 确定何时使用所述第一角速率传感器且何时使用所述第二角速率传感器来获得指示所述便携式传感器装置的角运动的角速率测量值;以及

(b) 使用如(a)中所确定的来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器或所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器的角速率测量值确定描述所述便携式传感器装置的角运动的一或多个角运动参数。

2. 根据权利要求1所述的便携式传感器装置,其中所述两个或两个以上加速度计中的所述两者经定位以使得所述两个或两个以上加速度计中的所述两者提供关于沿着不同于所述共同轴线的两个轴线的加速度的加速度数据。

3. 根据权利要求2所述的便携式传感器装置,其中所述两个轴线实质上垂直于所述共同轴线。

4. 根据权利要求1所述的便携式传感器装置,其中所述一或多个角运动参数包含描述选自以下各者组成的群组的一或多个角运动类型的数据:角速度,角加速度,和角加加速度。

5. 根据权利要求4所述的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器:

(c) 基于来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器或组合的所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器的数据而确定所述便携式传感器装置的角定向。

6. 根据权利要求1所述的便携式传感器装置,其中用于(b)的所述指令当执行时致使所述组处理器:

(i) 当用于执行(a)的所述指令选择所述第一角速率传感器时至少部分使用来自所述第一角速率传感器的数据确定所述一或多个角运动参数;以及

(ii) 当用于执行(a)的所述指令选择所述第二角速率传感器时至少部分使用来自所述第二角速率传感器的数据确定所述一或多个角运动参数。

7. 根据权利要求1所述的便携式传感器装置,其中用于(a)的所述指令当执行时致使所述组处理器考虑所述便携式传感器装置中的电池的电池电量是否高于第一电池电荷阈值。

8. 根据权利要求1所述的便携式传感器装置,其中用于(a)的所述指令当执行时致使所述组处理器考虑所述一或多个角运动参数是否指示所述便携式传感器装置的所述角速度高于第一角运动速率阈值。

9. 根据权利要求8所述的便携式传感器装置,其中所述第一阈值是400度每秒与600度每秒之间的角运动速率。

10. 根据权利要求8所述的便携式传感器装置,其中用于(a)的所述指令当执行时致使所述组处理器确定在至少一些情况下将同时使用所述第一角速率传感器和所述第二角速

率传感器两者且在此些情况中将组合使用来自所述第一角速率传感器的数据和来自所述第二角速率传感器的数据以提供所述一或多个角运动参数。

11. 根据权利要求 10 所述的便携式传感器装置,其中来自所述第一角速率传感器的所述数据和来自所述第二角速率传感器的所述数据是使用卡尔曼滤波器而组合以提供所述一或多个角运动参数。

12. 根据权利要求 10 所述的便携式传感器装置,其中所述至少一些情况包含其中所述角速率高于所述第一角运动速率阈值且低于第二角运动速率阈值的情况。

13. 根据权利要求 1 所述的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器:

响应于将不使用所述第一角速率传感器的确定而致使所述第一角速率传感器在低功率状态中操作;以及

响应于将使用所述第一角速率传感器的确定而致使所述第一角速率传感器在高功率状态中操作,其中所述第一角速率传感器在所述高功率状态中具有比所述低功率状态中高的功率消耗速率。

14. 根据权利要求 1 所述的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器:

响应于将不使用所述第二角速率传感器的确定而致使所述第二角速率传感器在低功率状态中操作;以及

响应于将使用所述第二角速率传感器的确定而致使所述第二角速率传感器在高功率状态中操作,其中所述第二角速率传感器在所述高功率状态中具有比所述低功率状态中高的功率消耗速率。

15. 根据权利要求 1 所述的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器使用所述一或多个角运动参数作为用于确定一或多个生物计量性能度量的输入,所述一或多个生物计量性能度量由所述便携式传感器装置跟踪且选自由以下各者组成的群组:所述便携式传感器装置的用户走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户在椭圆训练机上走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户做出的游泳划动,所述便携式传感器装置的所述用户行走的距离,所述便携式传感器装置的所述用户跑步的距离,所述便携式传感器装置的所述用户做出的自行车踏板划动,所述便携式传感器装置的所述用户做出的阻力训练重复,所述便携式传感器装置的所述用户爬的楼梯台阶数,所述便携式传感器装置的所述用户的卡路里燃烧,所述便携式传感器装置的所述用户的心率测量值,及其组合。

16. 根据权利要求 15 所述的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器使用所述一或多个角运动参数确定所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者的值。

17. 根据权利要求 15 所述的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器使用所述一或多个角运动参数确定所述便携式传感器装置的所述用户在参与与所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者相关联的活动。

18. 根据权利要求 1 所述的便携式传感器装置,其中所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器共享所述便携式传感器装置中的至少一个加速度计。

19. 根据权利要求 1 所述的便携式传感器装置,其中所述第一和第二角速率传感器的所述加速度计是三轴加速度计且所述磁力计是三轴磁力计。

20. 根据权利要求 1 所述的便携式传感器装置,其进一步包括用于 (i) 确定佩戴所述便携式传感器装置的用户正执行的活动以及 (ii) 使用所述一或多个角运动参数中的至少一者来表征所述活动的指令。

21. 根据权利要求 20 所述的便携式传感器装置,其中所述活动是游泳,且所述一或多个角运动参数用以通过在选自以下各者组成的群组的一或多个生物计量性能测量值的确定中使用而表征所述游泳活动:游泳划动的次数,平均游泳划动平稳度,个别游泳划动平稳度,游泳划动类型,以及游泳圈数计数。

22. 根据权利要求 20 所述的便携式传感器装置,其中所述活动是行走,且所述一或多个角运动参数用以通过在选自以下各者组成的群组的一或多个生物计量性能测量值的确定中使用而表征所述行走活动:走过的步数,心率,和行进的距离。

23. 根据权利要求 20 所述的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器:

(iii) 确定佩戴所述便携式传感器装置的用户正执行的第二活动;以及

(iv) 使用所述一或多个角运动参数中的至少一者来表征所述第二活动。

24. 根据权利要求 1 所述的便携式传感器装置,其进一步包括陀螺仪,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器基于何时使用所述陀螺仪的确定而确定何时使用第一和第二角速率传感器。

25. 根据权利要求 1 所述的便携式传感器装置,其中所述第二角速率传感器包括衬底,所述加速度计和所述磁力计安装于所述衬底上。

## 混合角运动传感器

### [0001] 相关申请案的交叉参考

[0002] 本申请案主张 2014 年 10 月 24 日申请且标题为“高动态范围角运动感测系统 (HIGH-DYNAMIC RANGE ANGULAR MOTION SENSING SYSTEM)”的第 62/068,497 号美国临时专利申请案以及 2014 年 9 月 23 日申请且标题也为“高动态范围角运动感测系统”的第 62/054,341 号美国临时专利申请案的优先权权益,以上申请案两者特此以全文引用的方式并入本文中。

### 技术领域

#### 背景技术

[0003] 对个人健康的新近消费者关注已导致在市场上提供多种个人健康监视装置。直到近来,这些装置往往使用起来复杂且通常经设计用于一个活动,例如自行车旅行计算机。

[0004] 传感器、电子器件及电源小型化之新近进展已允许个人健康监视装置(在本文中还称为“生物计量跟踪”或“生物计量监视”装置)的大小以先前不切实际的极小大小来提供。举例来说,Fitbit Ultra 为约 2 英寸长、0.75 英寸宽及 0.5 英寸深的生物计量监视装置;其具有封装在此小容积内的像素化显示器、电池、传感器、无线通信能力、电源及接口按钮,以及用于将所述装置附接到口袋或衣服的其他部分的集成夹片。

[0005] 本文中论述生物计量监视装置及其中可使用的技术(且在一些情况下,在其它装置中不必提供生物计量跟踪功能性)的各种实施例。

#### 发明内容

[0006] 在附图及下文描述中阐述本说明书中描述的标的物的一或多个实施方案的细节。其它特征、方面及优点将自所述描述、图式及权利要求书而变得显而易见。注意,下图的相对尺寸可能并非按比例绘制,除非明确指示为按比例缩放的图式。

[0007] 在一些实施方案中,提供一种便携式传感器装置,其包含:第一角速率传感器,其具有两个或两个以上加速度计。所述两个或两个以上加速度计中的至少两者可沿着共同轴线定位在间隔开的位置处(在一些实施方案中,它们可经定位以使得它们提供关于沿着垂直于所述共同轴线的两个平行且间隔开的轴线的加速度的加速度数据)。所述便携式传感器装置还可包含:第二角速率传感器,其具有加速度计和磁力计;以及用于以下操作的逻辑:(a) 确定何时使用所述第一角速率传感器且何时使用所述第二角速率传感器来获得指示所述便携式传感器装置的角运动的角速率测量值;以及(b) 使用如(a)中所确定的来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器或所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器的数据确定描述所述便携式传感器装置的角运动的一或多个角运动参数。

[0008] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述逻辑可包含一或多个处理器和存储器,且所述一或多个处理器、所述存储器、所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器可以操作方式或以通信方式连接。

[0009] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述一或多个角运动参数可包含描述选自自由以下各者组成的群组的一或多个角运动类型的数据:角速度,角加速度,和角加加速度。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中,可包含用于基于来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器或组合的所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器的数据确定所述便携式传感器装置的角定向的又一逻辑。

[0010] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,用于 (b) 的所述逻辑可包含用于以下操作的逻辑:(i) 当用于 (a) 的逻辑选择所述第一角速率传感器时至少部分使用来自所述第一角速率传感器的数据确定所述一或多个角运动参数;以及(ii) 当用于 (a) 的所述逻辑选择所述第二角速率传感器时至少部分使用来自所述第二角速率传感器的数据确定所述一或多个角运动参数。

[0011] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,用于 (a) 的所述逻辑可涉及至少部分考虑所述便携式传感器装置中的电池的电池电量是否高于第一电池电荷阈值。

[0012] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,用于 (a) 的所述逻辑可涉及至少部分考虑所述一或多个角运动参数是否指示所述便携式传感器装置的角速度高于第一角运动速率阈值。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中,所述第一阈值可为 400 度每秒与 600 度每秒之间的角运动速率。在一些进一步或替代的此些实施方案中,用于 (a) 的逻辑可包含用于进行以下操作的逻辑:确定在至少一些情况下将同时使用所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器两者且在此些情况中来自所述第一角速率传感器的数据和来自所述第二角速率传感器的数据将组合使用以提供所述一或多个角运动参数。在一些此类实施方案中,来自所述第一角速率传感器的所述数据和来自所述第二角速率传感器的所述数据可使用卡尔曼滤波器组合以提供所述一或多个角运动参数。在一些实施方案中,所述至少一些情况可包含其中所述角速率高于所述第一角运动速率阈值且低于第二角运动速率阈值的情况。

[0013] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置还可包含用于控制由所述第一角速率传感器使用的功率的逻辑。此逻辑可响应于所述逻辑确定将不使用所述第一角速率传感器而致使所述第一角速率传感器在低功率状态中操作,且可响应于所述逻辑确定将使用所述第一角速率传感器而致使所述第一角速率传感器在高功率状态中操作。所述第一角速率传感器可在所述高功率状态中具有比所述低功率状态中高的功率消耗速率。

[0014] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置还可包含用于控制由所述第二角速率传感器使用的功率的逻辑。此逻辑可响应于所述逻辑确定将不使用所述第二角速率传感器而致使所述第二角速率传感器在低功率状态中操作,且可响应于所述逻辑确定将使用所述第二角速率传感器而致使所述第二角速率传感器在高功率状态中操作,其中所述第二角速率传感器在所述高功率状态中具有比所述低功率状态中高的功率消耗速率。

[0015] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含用于使用所述一或多个角运动参数作为用于确定由所述便携式传感器装置跟踪的一或多个生物计量性能度量的输入的逻辑。此些生物计量性能度量可包含:所述便携式传感器装置的用户走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户在椭圆训练机上走过的步数,

所述便携式传感器装置的所述用户做出的游泳划动,所述便携式传感器装置的所述用户行走的距离,所述便携式传感器装置的所述用户跑步的距离,所述便携式传感器装置的所述用户做出的自行车踏板划动,所述便携式传感器装置的所述用户做出的阻力训练重复,所述便携式传感器装置的所述用户爬的楼梯台阶数,所述便携式传感器装置的所述用户的卡路里燃烧,所述便携式传感器装置的所述用户的心率测量值,或其组合。在一些此类实施方案中,所述逻辑可使用所述一或多个角运动参数确定所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者的值。在一些其它或额外此些实施方案中,所述逻辑可使用所述一或多个角运动参数确定所述便携式传感器装置的所述用户在参与与所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者相关联的活动。

[0016] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器可共享所述便携式传感器装置中的至少一个加速度计。

[0017] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述第一和第二角速率传感器的加速度计可为三轴加速度计且所述磁力计可为三轴磁力计。

[0018] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置还可包含用于 (i) 确定佩戴所述便携式传感器装置的用户正执行的活动以及 (ii) 使用所述一或多个角运动参数中的至少一者来表征所述活动的逻辑。在一些此类实施方案中,所述活动可为游泳,且所述一或多个角运动参数可用以通过在例如以下各者的一或多个生物计量性能测量值的确定中使用而表征所述游泳活动:游泳划动的次数,平均游泳划动平稳度,个别游泳划动平稳度,游泳划动类型,或游泳圈数计数。在一些其它或额外此些实施方案中,所述活动可为行走,且所述一或多个角运动参数用以通过在例如以下各者的一或多个生物计量性能测量值的确定中使用而表征所述行走活动:走过的步数,所述便携式传感器装置的佩戴者的心率,和行进的距离。在所述便携式传感器装置的一些替代的或额外此些实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含用于 (iii) 确定佩戴所述便携式传感器装置的用户正执行的第二活动以及 (iv) 使用所述一或多个角运动参数中的至少一者来表征所述第二活动的逻辑。

[0019] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含陀螺仪,且用于确定何时使用第一和第二角速率传感器的所述逻辑可进一步包含用于确定何时使用所述陀螺仪的逻辑。

[0020] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述第二角速率传感器可由衬底提供,所述加速度计和所述磁力计安装于所述衬底上。

[0021] 在一些实施方案中,可提供一种便携式传感器装置。所述便携式传感器装置可包含两个或两个以上加速度计。所述两个或两个以上加速度计中的每一加速度计可为位于所述便携式传感器装置中的不同位置的三轴加速度计。所述便携式传感器装置还可包含至少一个三轴磁力计,以及第一角速率传感器控制逻辑,其经配置以从所述两个或两个以上加速度计中的至少两者获得第一加速度且从以下各者确定第一角运动数据:(a) 所述第一加速度数据和 (b) 所述两个或两个以上加速度计中的所述至少两者相对于彼此的定位。所述便携式传感器装置还可包含第二角速率传感器控制逻辑,其经配置以从所述两个或两个以上加速度计中的至少一者获得第二加速度数据且从所述至少一个磁力计获得磁性航向数据且从以下各者确定第二角运动数据:(a) 所述加速度数据和 (b) 所述磁性航向数据。所

述便携式传感器装置还可包含：选择逻辑，其经配置以用于确定何时使用所述第一角速率传感器控制逻辑且何时使用所述第二角速率传感器控制逻辑；以及确定逻辑，其用于取决于所述选择逻辑的确定而使用所述第一角运动数据、所述第二角运动数据或所述第一角运动数据和所述第二角运动数据确定描述所述便携式传感器装置的角运动的一或多个角运动参数。

[0022] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中，所述第一角速率传感器控制逻辑、所述第二角速率传感器控制逻辑、所述选择逻辑和所述确定逻辑可由一或多个处理器和一存储器提供。所述一或多个处理器、所述存储器、所述两个或两个以上加速度计和所述至少一个磁力计可以操作方式连接。

[0023] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中，所述一或多个角运动参数选自由以下各者组成的群组：角速度，角加速度，和角加加速度。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中，所述便携式传感器装置可进一步包含定向逻辑，其经配置以用于 (c) 取决于所述选择逻辑的确定而使用所述第一角运动数据、所述第二角运动数据或所述第一角运动数据和所述第二角运动数据确定所述便携式传感器装置的角定向。

[0024] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中，所述确定逻辑可包含用于以下操作的逻辑：(i) 当所述选择逻辑选择所述第一角速率传感器控制逻辑时至少部分使用所述第一角速率传感器控制逻辑确定所述一或多个角运动参数；以及 (ii) 当所述选择逻辑选择所述第二角速率传感器控制逻辑时至少部分使用所述第二角速率传感器控制逻辑确定所述一或多个角运动参数。

[0025] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中，所述选择逻辑可涉及至少部分考虑所述便携式传感器装置中的电池的电池电量是否高于第一电池电荷阈值。

[0026] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中，所述选择逻辑可涉及至少部分考虑所述一或多个角运动参数是否指示所述便携式传感器装置的角速度高于第一角运动速率阈值。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中，所述第一阈值可为 400 度每秒与 600 度每秒之间的角运动速率。

[0027] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中，所述选择逻辑可进一步包含用于进行以下操作的逻辑：确定在至少一些情况下将同时使用所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器两者且在此些情况中由所述第一角速率传感器控制逻辑产生的数据和由所述第二角速率传感器控制逻辑产生的数据将组合使用以提供所述一或多个角运动参数。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中，来自所述第一角速率传感器控制逻辑的所述数据和来自所述第二角速率传感器控制逻辑的所述数据可使用卡尔曼滤波器组合以提供所述一或多个角运动参数。在所述便携式传感器装置的一些实施方案中，所述至少一些情况包含其中所述角速率高于所述第一角运动速率阈值且低于第二角运动速率阈值的情况。

[0028] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中，所述便携式传感器装置可包含用于控制由所述至少一个磁力计使用的功率的功率控制逻辑。所述功率控制逻辑可经配置以响应于所述选择逻辑确定将不使用所述第一角速率传感器控制逻辑而致使所述至少一个磁力计在低功率状态中操作，且响应于所述选择逻辑确定将使用所述第一角速率传感器控制逻辑而致使所述至少一个磁力计在高功率状态中操作。

[0029] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可包含经配置以控制由所述加速度计中的两者或两者以上使用的功率的功率控制逻辑。所述功率控制逻辑可经配置以响应于所述选择逻辑确定将不使用所述第二角速率传感器控制逻辑而致使所述两个或两个以上加速度计中的一或多个者在低功率状态中操作,且响应于所述选择逻辑确定将使用所述第二角速率传感器控制逻辑而致使所述两个或两个以上加速度计中的所述一或多个者在高功率状态中操作。

[0030] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可包含生物计量跟踪逻辑,其经配置以使用所述一或多个角运动参数作为用于确定由所述便携式传感器装置跟踪的一或多个生物计量性能度量的输入。这些生物计量性能度量可例如包含以下各者中的一或多个:所述便携式传感器装置的用户走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户在椭圆训练机上走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户做出的游泳划动,所述便携式传感器装置的所述用户行走的距离,所述便携式传感器装置的所述用户跑步的距离,所述便携式传感器装置的所述用户做出的自行车踏板划动,所述便携式传感器装置的所述用户做出的阻力训练重复,所述便携式传感器装置的所述用户爬的楼梯台阶数,所述便携式传感器装置的所述用户的卡路里燃烧,所述便携式传感器装置的所述用户的心率测量值,或其组合。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中,所述生物计量跟踪逻辑可使用所述一或多个角运动参数确定所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者的值。在所述便携式传感器装置的一些额外或替代的此些实施方案中,所述生物计量跟踪逻辑可经配置以使用所述一或多个角运动参数确定所述便携式传感器装置的用户在参与与所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者相关联的活动。

[0031] 在一些实施方案中,可提供一种便携式传感器装置。所述便携式传感器装置可包含:第一角速率传感器,其包括两个或两个以上加速度计;第二角速率传感器,其包括加速度计和磁力计;以及陀螺仪。

[0032] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器可共享所述便携式传感器装置的至少一个加速度计。

[0033] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含经配置以用于(a)确定何时使用所述第一角速率传感器、何时使用所述第二角速率传感器且何时使用所述陀螺仪的逻辑。在一些此类实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含用于(b)使用如(a)中所确定的来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器、所述陀螺仪或所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器和所述陀螺仪中的一或多个者的组合的数据确定描述所述便携式传感器装置的角运动的一或多个角运动参数的逻辑。在一些此类实施方案中,所述逻辑可由一或多个处理器和一存储器提供,其中所述一或多个处理器、所述存储器、所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器和所述陀螺仪以操作方式连接,且所述存储器存储用于控制所述一或多个处理器以执行例如(a)和(b)的计算机可执行指令。在所述便携式传感器装置的一些额外或替代的此些实施方案中,所述一或多个角运动参数可包含描述选自以下各者组成的群组的一或多个角运动类型的数据:角速度,角加速度,和角加加速度。

[0034] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含经配置以用于(c)基于来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器、所述陀螺

仪或所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器和所述陀螺仪中的一或多者的组合的数据确定所述便携式传感器装置的角定向的逻辑。

[0035] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,用于 (b) 的所述逻辑可包含经配置以用于以下操作的逻辑:(i) 当用于 (a) 的所述逻辑选择所述第一角速率传感器时至少部分使用来自所述第一角速率传感器的数据确定所述一或多个角运动参数;(ii) 当用于 (a) 的所述逻辑选择所述第二角速率传感器时至少部分使用来自所述第二角速率传感器的数据确定所述一或多个角运动参数;以及 (iii) 当用于 (a) 的所述逻辑选择所述陀螺仪时至少部分使用来自所述陀螺仪的数据确定所述一或多个角运动参数。

[0036] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,用于 (a) 的所述逻辑可涉及至少部分考虑所述便携式传感器装置中的电池的电池电量是否高于第一电池电荷阈值。

[0037] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,用于 (a) 的所述逻辑可涉及至少部分考虑所述一或多个角运动参数是否指示所述便携式传感器装置的角速度高于第一角运动速率阈值。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中,所述第一阈值可为 400 度每秒与 600 度每秒之间的角运动速率。

[0038] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,用于 (a) 的所述逻辑可涉及至少部分考虑所述便携式传感器装置是否检测到所述便携式传感器装置的用户预定活动。

[0039] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述用户的所述预定活动可为:游泳,高尔夫,球拍运动,瑜伽,太极,普拉提,椭圆训练机使用,自由力量,心肺机,和骑自行车,且其中用于 (a) 的所述逻辑可经配置以确定当所述便携式传感器装置检测到所述预定活动时使用所述陀螺仪。

[0040] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,用于 (a) 的所述逻辑可包含用于进行以下操作的逻辑:确定在至少一些情况下将同时使用所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器和所述陀螺仪中的至少两者且在此些情况中来自那些传感器的数据将组合使用以提供所述一或多个角运动参数。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中,来自同时使用的所述传感器的所述数据是使用卡尔曼滤波器组合以提供所述一或多个角运动参数。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中,所述至少一些情况可包含其中所述角速率高于所述第一角运动速率阈值且低于第二角运动速率阈值的情况。

[0041] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可包含用于控制由所述第一角速率传感器使用的功率的逻辑。此逻辑可经配置以:在所述逻辑已经确定将不使用所述第一角速率传感器的时间期间致使所述第一角速率传感器使用的功率从正常操作水平减少到减少的水平;以及在所述逻辑已确定将使用所述第一角速率传感器的时间期间致使由所述第一角速率传感器使用的功率从所述减少的水平增加到所述正常操作水平。

[0042] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含用于控制由所述第二角速率传感器使用的功率的逻辑。此逻辑可经配置以:在所述逻辑已经确定将不使用所述第二角速率传感器的时间期间致使所述第二角速率传感器使用的功率从正常操作水平减少到减少的水平;以及在所述逻辑已确定将使用所述第二角速率传感器的时间期间致使由所述第二角速率传感器使用的功率从所述减少的水平增加到所述正常操作水平。

[0043] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含用于控制由所述陀螺仪使用的功率的逻辑。此逻辑可经配置以:在所述逻辑已经确定将不使用所述陀螺仪的时间期间致使所述陀螺仪使用的功率从正常操作水平减少到减少的水平;以及在所述逻辑已确定将使用所述陀螺仪的时间期间致使由所述陀螺仪使用的功率从所述减少的水平增加到所述正常操作水平。

[0044] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含用于使用所述一或多个角运动参数作为用于确定由所述便携式传感器装置跟踪的一或多个生物计量性能度量的输入的逻辑。这些生物计量性能度量可包含以下各者中的一或多个:所述便携式传感器装置的用户走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户在椭圆训练机上走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户做出的游泳划动,所述便携式传感器装置的所述用户行走的距离,所述便携式传感器装置的所述用户跑步的距离,所述便携式传感器装置的所述用户做出的自行车踏板划动,所述便携式传感器装置的所述用户做出的阻力训练重复,所述便携式传感器装置的所述用户爬的楼梯台阶数,所述便携式传感器装置的所述用户的卡路里燃烧,所述便携式传感器装置的所述用户的心率测量值,及其组合。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中,所述逻辑可使用所述一或多个角运动参数确定所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者的值。在所述便携式传感器装置的一些额外或替代的此类实施方案中,所述逻辑可经配置以使用所述一或多个角运动参数确定所述便携式传感器装置的用户在参与与所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者相关联的活动。

[0045] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述第一和第二角速率传感器的加速度计可为三轴加速度计且所述磁力计可为三轴磁力计。

[0046] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述便携式传感器装置可包含经配置以用于(i)确定佩戴所述便携式传感器装置的用户正执行的活动以及(ii)使用所述一或多个角运动参数中的至少一者来表征所述活动的逻辑。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含经配置以用于(iii)确定佩戴所述便携式传感器装置的用户正执行的第二活动以及(iv)使用所述一或多个角运动参数中的至少一者来表征所述第二活动的逻辑。

[0047] 在一些实施方案中,可提供一种便携式传感器装置。所述便携式传感器装置可包含:第一角速率传感器,其包含两个或两个以上加速度计;以及第二角速率传感器,其包含加速度计和磁力计。所述便携式传感器装置还可包含经配置以用于确定佩戴所述便携式传感器装置的用户执行的第一活动且使用所述第一角速率传感器和/或所述第二角速率传感器的输出来表征所述第一活动的逻辑。在一些此类实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含经配置以用于确定佩戴所述便携式传感器装置的用户执行的第二活动且使用所述第一角速率传感器和/或所述第二角速率传感器的输出来表征所述第二活动的逻辑。在一些额外或替代的此类实施方案中,所述便携式传感器装置可进一步包含经配置以用于确定何时使用所述第一角速率传感器且何时使用所述第二角速率传感器的逻辑。在所述便携式传感器装置的一些此类实施方案中,所述用于确定何时使用所述第一角速率传感器且何时使用所述第二角速率传感器的逻辑包含用于使用所述第一角速率传感器的输出来表征所述第一活动且使用所述第二角速率传感器的输出来表征所述第二活动的逻辑。

[0048] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器可共享所述便携式传感器装置中的至少一个加速度计。

[0049] 在一些实施方案中,可提供一种便携式传感器装置。所述便携式传感器装置可包含两个或两个以上加速度计和至少一个磁力计。所述两个或两个以上加速度计中的每一加速度计可为位于所述便携式传感器装置中的不同位置的三轴加速度计,且所述磁力计可为三轴磁力计。所述便携式传感器装置可进一步包含第一控制逻辑,其经配置以从所述两个或两个以上加速度计中的至少两者获得第一加速度数据且从以下各者确定第一角运动数据:(a) 所述第一加速度数据和 (b) 指示所述两个或两个以上加速度计中的所述至少两者相对于彼此的定位的数据。所述便携式传感器装置还可包含:第二控制逻辑,其经配置以从所述两个或两个以上加速度计中的至少一者获得第二加速度数据且从所述至少一个磁力计获得磁性航向数据且从以下各者确定第二角运动数据:(a) 所述加速度数据和 (b) 所述磁性航向数据;以及第三控制逻辑,其经配置以提供角运动数据。所述角运动数据可包含多个数据片段,且所述第三控制逻辑可经配置以从以下各者选择用于每一数据片段的角运动数据:所述第一角运动数据,所述第二角运动数据,或组合的所述第一角运动数据和所述第二角运动数据。此选择可至少部分基于一或多个因数,例如:用于一或多个先前数据片段的角运动数据,所述便携式传感器装置的电池的电量,基于活动类型的用户选择确定的所述活动类型,以及所述便携式传感器装置基于来自所述便携式传感器装置的一或多个传感器的数据自动确定的活动类型。

[0050] 在所述便携式传感器装置的一些实施方案中,所述第一控制逻辑、所述第二控制逻辑和所述第三控制逻辑聚集地可进一步经配置以:至少部分响应于所述第三控制逻辑从所述第二角运动数据或组合的所述第一角运动数据和所述第二角运动数据的所述角运动数据选择而致使所述至少一个磁力计置于第一功率使用状态,且至少部分响应于所述第三控制逻辑从所述第一角运动数据的所述角运动数据选择而致使所述至少一个磁力计置于第二功率使用状态。所述至少一个磁力计在所述第二功率使用状态中可消耗比所述第一功率使用状态中少的功率。

## 附图说明

[0051] 本文所揭示的各种实施方案在附图的图中作为实例而非限制来加以说明,在附图中,相似参考数字可指代类似元件。

[0052] 图 1 说明实现经由用户接口的用户交互的实例便携式监视装置。

[0053] 图 2A 说明可经由使用带子而紧固到用户的实例便携式监视装置。

[0054] 图 2B 提供图 2A 的实例便携式监视装置的视图,其展示所述装置的面向皮肤的部分。

[0055] 图 2C 提供图 2A 的便携式监视装置的横截面图。

[0056] 图 3A 提供实例便携式监视装置的传感器突起的横截面图。

[0057] 图 3B 描绘实例便携式监视装置的传感器突起的横截面图;此突起类似于图 3A 中所呈现的突起,只是光源及光电检测器放置在平坦及 / 或硬质的 PCB 上。

[0058] 图 3C 提供实例 PPG 传感器实施方案的另一横截面图。

[0059] 图 4A 说明一个潜在 PPG 光源及光电检测器几何形状的实例。

- [0060] 图 4B 及 4C 说明具有光电检测器及两个 LED 光源的 PPG 传感器的实例。
- [0061] 图 5 说明具有突起的经优化 PPG 检测器的实例,所述突起具有弯曲侧面以免使用户感到不适。
- [0062] 图 6A 说明具有带子的便携式监视装置的实例;光学传感器及光发射器可放置在所述带子上。
- [0063] 图 6B 说明具有显示器及腕带的便携式生物计量监视装置的实例。此外,光学 PPG(例如,心率)检测传感器及/或发射器可位于生物计量监视装置的侧面上。在一个实施例中,这些各者可位于侧面安装式按钮中。
- [0064] 图 7 描绘用户按压便携式生物计量监视装置的侧面以从侧面安装式光学心率检测传感器进行心率测量。生物计量监视装置的显示器可展示是否已检测到心率及/或显示用户的心率。
- [0065] 图 8 说明实例生物计量监视装置智能报警特征的功能性。
- [0066] 图 9 说明基于生物计量监视装置所经历的移动程度而改变其检测用户心率的方式的便携式生物计量监视装置的实例。
- [0067] 图 10 说明其上具有自行车应用程序的便携式生物计量监视装置的实例,所述自行车应用程序可显示自行车速度及/或脚踏板的步调以及其它度量。
- [0068] 图 11A 说明 PPG 传感器的实例框图,所述 PPG 传感器具有光源、光检测器、ADC、处理器、DAC/GPIO,及光源强度及开/关控件。
- [0069] 图 11B 说明类似于图 11A 的 PPG 传感器的 PPG 传感器的实例框图,所述 PPG 传感器额外使用取样及保持电路以及模拟信号调节。
- [0070] 图 11C 说明类似于图 11A 的 PPG 传感器的 PPG 传感器的实例框图,所述 PPG 传感器额外使用取样及保持电路。
- [0071] 图 11D 说明具有多个可切换光源及检测器、光源强度/开关控件以及信号调节电路的 PPG 传感器的实例框图。
- [0072] 图 11E 说明使用同步检测的 PPG 传感器的实例框图。为执行此类型的 PPG 检测,其具有解调器。
- [0073] 图 11F 说明 PPG 传感器的实例框图,所述 PPG 传感器除图 11A 中说明的传感器的特征之外还具有差分放大器。
- [0074] 图 11G 说明 PPG 传感器的实例框图,所述 PPG 传感器具有图 11A 到 11F 中所示的 PPG 传感器的特征。
- [0075] 图 12A 说明具有心率或 PPG 传感器、运动传感器、显示器、振动马达及连接到处理器的通信电路的便携式生物计量监视装置的实例。
- [0076] 图 12B 说明具有心率或 PPG 传感器、运动传感器、显示器、振动马达、位置传感器、海拔高度传感器、皮肤电导率/湿度传感器及连接到处理器的通信电路的便携式生物计量监视装置的实例。
- [0077] 图 12C 说明具有生理传感器、环境传感器及连接到处理器的位置传感器的便携式生物计量监视装置的实例。
- [0078] 图 13A 说明使用运动信号及光学 PPG 信号来测量心率的实例。
- [0079] 图 13B 说明使用运动信号及光学 PPG 信号来测量心率的另一实例。

- [0080] 图 14A 说明具有到传感器处理器的模拟连接的传感器的实例。
- [0081] 图 14B 说明具有到传感器处理器的模拟连接的传感器的实例,所述传感器处理器又具有到应用程序处理器的数字连接。
- [0082] 图 14C 说明具有连接到应用程序处理器的一个或多个传感器的传感器装置的实例。
- [0083] 图 14D 说明具有连接到传感器处理器的一个或多个传感器的传感器装置的实例,所述传感器处理器又连接到应用程序处理器。
- [0084] 图 15A 说明使用顺序算法流程的游泳检测算法的实例。
- [0085] 图 15B 说明使用并行算法流程的游泳检测算法的实例。
- [0086] 图 15C 说明使用顺序与并行算法流程的混合的游泳检测算法的实例。
- [0087] 图 15D 说明使用顺序与并行算法流程的混合的游泳检测算法的实例。
- [0088] 图 16A 说明可用于 PPG 感测的取样及保持电路以及差分 / 仪表放大器的实例示意图。
- [0089] 图 16B 说明用于 PPG 传感器的使用受控电流源来在跨阻抗放大器之前补偿“偏置”电流的电路的实例示意图。
- [0090] 图 16C 说明用于 PPG 传感器的使用取样及保持电路用于施加到光电二极管(在跨阻抗放大器之前)的电流反馈的电路的实例示意图。
- [0091] 图 16D 说明用于 PPG 传感器的使用具有环境光消除功能性的差分 / 仪表放大器的电路的实例示意图。
- [0092] 图 16E 说明用于 PPG 传感器的使用光电二极管补偿由 DAC 动态地产生的电流的电路的实例示意图。
- [0093] 图 16F 说明用于 PPG 传感器的使用光电二极管补偿由受控电压源动态地产生的电流的电路的实例示意图。
- [0094] 图 16G 说明用于 PPG 传感器的包含使用“开关电容器”方法的环境光移除功能性的电路的实例示意图。
- [0095] 图 16H 说明用于 PPG 传感器的使用光电二极管补偿由恒定电流源产生的电流(此还可使用恒定电压源及电阻器来完成)的电路的实例示意图。
- [0096] 图 16I 说明用于 PPG 传感器的包含环境光移除功能性及连续样本之间的差分化的电路的实例示意图。
- [0097] 图 16J 说明用于环境光移除及连续样本之间的差分化的电路的实例示意图。
- [0098] 图 17 是展示各种类型的角速率传感器的相对功率使用和角测量速率灵敏度的图。
- [0099] 图 18 是说明使用混合 ARS 中的 AMARS 和 MAARS 的数据融合技术的方法的实例的流程图。
- [0100] 图 19 展示来自不同类型的角速率传感器的假想数据轨迹的曲线以说明 MAARS 与 AMARS 之间的基于角速率的割接。
- [0101] 图 20 展示来自不同类型的角速率传感器的假想数据轨迹的绘图以与 AMARS 的连续使用结合说明 MAARS 的基于角速率的接入。
- [0102] 图 21 描绘用于在强调 AMARS 使用与强调 MAARS 使用之间转变混合 ARS(或反之亦

然)的技术的高级图。

[0103] 图 22 描绘响应于用户位置改变而管理 ARS 使用的技术的高级流程图。

[0104] 图 23 描绘响应于电池电量而管理 ARS 使用的技术的高级流程图。

[0105] 图 24 展示来自不同类型的角速率传感器的假想数据轨迹的绘图以说明从 MAARS 到 AMARS 的基于电池电量的割接。

[0106] 图 25 描绘用于控制配备有 GARS、AMARS 和 MAARS 的混合 ARS 中的 GARS 的使用的高级技术。

[0107] 图 26 描绘用于响应于检测到的活动类型而管理 ARS 使用的技术的高级流程图。

[0108] 图 27 展示来自不同类型的角速率传感器的假想数据轨迹的绘图以说明 MAARS 与 AMARS 之间的基于角速率的割接以及 GARS 的基于活动的接入。

[0109] 图 28 描绘支撑手腕佩戴式生物计量监视装置的各种组件的印刷电路板 (PCB) 的侧视图和平面图。

[0110] 图 29 描绘支撑手腕佩戴式生物计量监视装置的各种组件的印刷电路板 (PCB) 和连接的子插件板的侧视图和平面图。

[0111] 图 30 描绘支撑手腕佩戴式生物计量监视装置的各种组件的另一印刷电路板 (PCB) 的侧视图和平面图。

[0112] 图 31 描绘类似于图 30 中所示的生物计量监视装置的生物计量监视装置。

## 具体实施方式

[0113] 本发明是针对生物计量监视装置(其在本文以及以引用的方式并入的任何参考案中还可称为“生物计量跟踪装置”、“个人健康监视装置”、“便携式监视装置”、“便携式生物计量监视装置”、“生物计量监视装置”,等等),其通常可描述为可佩戴装置,通常具有小的大小,经设计以由人们相对连续地佩戴。在佩戴时,此些生物计量监视装置搜集关于穿戴者所执行的活动或佩戴者的生理状态的数据。此数据可包含表示佩戴者周围的周围环境或佩戴者与环境的数据,例如,关于佩戴者的移动的运动数据、环境光、环境噪声、空气质量,等,以及通过测量佩戴者的各种生理特性而获得的生理数据,例如心率、排汗水平,等。

[0114] 如上文所提及,生物计量监视装置在大小上通常为小的以使佩戴者不引人注目。Fitbit 提供全部都非常小且非常轻的若干种生物计量监视装置,例如,Fitbit Flex 为一种腕带,其具有可插入式生物计量监视装置,其约 0.5 英寸宽乘 1.3 英寸长乘 0.25 英寸厚。生物计量监视装置通常经设计以能够在没有不适感的情况下佩戴长时间周期,且干扰正常的日常活动。

[0115] 在一些情况下,生物计量监视装置可利用在生物计量监视装置外部的其它装置,例如,呈胸带上的 EKG 传感器形式的外部心率监视器可用以获得心率数据,或智能电话中的 GPS 接收器可用以获得位置数据。在此些情况下,生物计量监视装置可使用有线或无线通信连接与这些外部装置通信。本文中所揭示及论述的概念可应用于独立生物计量监视装置以及利用提供于外部装置中的传感器或功能性(例如,外部传感器、由智能电话提供的传感器或功能性,等)的生物计量监视装置两者。

[0116] 一般来说,本文中论述的概念可实施于独立生物计量监视装置以及(在适当时)

利用外部装置的生物计量监视装置中。

[0117] 应理解,尽管本文中所包含的概念及论述是在生物计量监视装置的上下文中呈现,但如果适当硬件可用,那么这些概念还可同样应用于其它上下文中。举例来说,许多现代智能电话包含通常包含于生物计量监视装置中的例如加速度计等运动传感器,且如果适当硬件可用于装置中,那么本文中论述的概念可实施于该装置中。在效果上,此可看作将智能电话转变为某一形式的生物计量监视装置(但为大于典型生物计量监视装置且可能不以相同方式佩戴的生物计量监视装置)。这些实施方案也应理解为处于本发明的范围内。

[0118] 本文中论述的功能性可使用数种不同方法来提供。举例来说,在一些实施方案中,处理器可由存储在存储器中的计算机可执行指令控制以便提供如本文所述的功能性。在其它实施方案中,此功能性可以电路的形式来提供。在又其它实施方案中,此功能性可由受存储在与一或多个专门设计的电路耦合的存储器中的计算机可执行指令控制的一或多个处理器来提供。可用以实施本文中概述的概念的硬件的各种实例包含但不限于专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA),及与存储用于控制通用微处理器的可执行指令的存储器耦合的通用微处理器。

[0119] 独立生物计量监视装置可以数个形状因数来提供,且可经设计而以多种方式佩戴。在一些实施方案中,生物计量监视装置可经设计以可插入到一可佩戴壳体中或可插入到多个不同的可佩戴壳体中,例如,腕带壳体、带夹壳体(belt-clip case)、挂件壳体、经配置以附接到例如自行车等一件锻炼设备的壳体,等。这些实施方案更详细地描述于例如2013年9月17日申请的第14/029,764号美国专利申请案中,所述美国专利申请案为此目的特此以引用的方式并入。在其它实施方案中,生物计量监视装置可经设计以仅按一种方式佩戴,例如,以不可移除方式集成到腕带中的生物计量监视装置可既定仅佩戴在人的手腕(或可能脚踝)上。

[0120] 根据本文所述的实施例及实施方案的便携式生物计量监视装置可具有适于耦合到(例如,紧固到、佩戴、被支承,等)用户的身体或衣服的形状及大小。便携式生物计量监视装置的实例展示于图1中;所述实例便携式监视装置可具有用户接口、处理器、生物计量传感器、存储器、环境传感器及/或可与客户端及/或服务服务器通信的无线收发器。手腕佩戴型便携式生物计量监视装置的实例展示于图2A到2C中。此装置可具有显示器、按钮、电子器件封装,及/或附接带。附接带可经由使用钩环(例如,Velcro)、卡扣及/或具有为其形状的存储器的带子(例如,经由使用弹簧金属带)而紧固到用户。在图2B中,可看到用于配合充电器及/或数据发射缆线的传感器突起及凹部。在图2C中,展示穿过电子器件封装的横截面。值得注意的是传感器突起、主PCB板,及显示器。

[0121] 便携式生物计量监视装置可从嵌入式传感器及/或外部装置收集一或多个类型的生理及/或环境数据,且将此信息传达或中继到其它装置(包含能够充当可接入因特网的数据源的装置),因而准许例如使用网络浏览器或基于网络的应用程序来检视所收集的数据。举例来说,当用户佩戴着生物计量监视装置时,生物计量监视装置可使用一或多个生物计量传感器计算并存储用户的步数。生物计量监视装置可接着将表示用户的步数的数据发射到网络服务(例如, [www.fitbit.com](http://www.fitbit.com)) 上的账户、计算机、移动电话,或其中可存储、处理且由用户观测数据的保健站。实际上,生物计量监视装置除用户的步数之外或代替用户的步数还可测量或计算多个其它生理度量。这些生理度量包含但不限于能量消耗,例如,卡

路里燃烧值、爬上及 / 或爬下的楼层数、心率、心率变化、心率恢复、位置及 / 或走向（例如经由 GPS、GLONASS 或类似系统）、上升、走动速度及 / 或行进距离、游泳单程计数、泳姿类型及检测到的计数、自行车距离及 / 或速度、血压、血糖、皮肤传导、皮肤及 / 或身体温度、经由肌电描记术测量的肌肉状态、通过脑电图描记术测量的大脑活动、体重、身体脂肪、卡路里摄入、从食物的营养摄入、药物摄入、睡眠周期，例如时钟时间、睡眠阶段、睡眠质量及 / 或持续时间、pH 值水平、水合作用水平、呼吸速率，及其它生理度量。生物计量监视装置还可以测量或计算与用户周围的环境有关的度量，例如大气压力、天气条件（例如，温度、湿度、花粉计数、空气质量、雨 / 雪条件、风速）、光暴露（例如，环境光、UV 光暴露、在黑暗中花费的时间及 / 或持续时间）、噪音暴露、辐射暴露，及磁场。此外，从生物计量监视装置收集数据流的生物计量监视装置或系统可计算从此数据导出的度量。举例来说，装置或系统可经由心率变化、皮肤传导、噪音污染及睡眠质量的组合来计算用户的紧张及 / 或放松水平。在另一实例中，装置或系统可经由药物摄入、睡眠数据及 / 或活动数据的组合来确定医疗干预（例如药物）的功效。在又一实例中，生物计量监视装置或系统可经由花粉数据、药物摄入、睡眠及 / 或活动数据的组合来确定过敏药物的功效。提供这些实例仅为了说明，且并不希望为限制性的或详尽的。传感器装置的进一步实施例及实施方案可见于 2011 年 6 月 8 日申请的标题为“便携式生物计量监视装置及其操作方法 (Portable Biometric Monitoring Devices and Methods of Operating Same)”的美国专利申请案 13/156,304 及 2012 年 8 月 6 日申请的标题为“Fitbit 跟踪器 (Fitbit Tracker)”的美国专利申请案 61/680,230 中，所述美国专利申请案两者的全文特此以引用的方式并入本文中。

#### [0122] 生理传感器

[0123] 本文中论述的生物计量监视装置可使用一个、一些或所有以下传感器来获取生理数据，包含但不限于下表中概述的生理数据。生理传感器及 / 或生理数据的所有组合及排列既定落入本发明的范围内。生物计量监视装置可包含但不限于以下指定用于获取对应生理数据的一个、一些或所有传感器的类型；实际上，还可或替代地使用其它类型的传感器来获取对应生理数据，且这些其它类型的传感器也既定落入本发明的范围内。此外，生物计量监视装置可从对应传感器输出数据导出生理数据，包含但不限于其可从所述传感器导出的生理数据的数目或类型。

#### [0124]

生理传感器	所获取的生理数据
<b>光学反射计</b> 实例传感器： <ul style="list-style-type: none"> <li>- 光发射器及接收器</li> <li>- 多个或单个 LED 及光电二极管布置</li> <li>- 经调谐用于特定生理信号的波长</li> <li>- 同步检测/振幅调制</li> </ul>	心率、心率变化 SpO <sub>2</sub> (周边氧的饱和度) 呼吸 紧张 血压 动脉硬化 血糖水平 血容量 心率恢复 心脏健康
<b>运动检测器</b> 实例传感器： <ul style="list-style-type: none"> <li>- 惯性传感器、陀螺仪传感器，及/或加速度计</li> <li>- GPS</li> </ul>	活动水平检测 坐着/站立检测 下落检测
<b>皮肤温度</b>	紧张
<b>EMG(电肌动描记传感器)</b>	肌肉张力
<b>EKG 或 ECG(心电图传感器)</b> 实例传感器： <ul style="list-style-type: none"> <li>- 单导线 ECG 或 EKG</li> <li>- 双导线 ECG 或 EKG</li> </ul>	心率 心率变化 心率恢复 紧张 心脏健康
<b>磁力计</b>	基于旋转的活动水平
<b>激光多普勒</b>	
<b>功率计</b>	
<b>超声波传感器</b>	血流量
<b>音频传感器</b>	心率 心率变化 心率恢复 笑声检测 呼吸 呼吸类型，例如，打鼾、呼吸(breathing)、呼吸问题(例如睡眠呼吸暂停) 用户的语音
<b>应变计</b> 实例： <ul style="list-style-type: none"> <li>- 在腕带中</li> </ul>	心率 心率变化 紧张
<b>湿度/浸没式传感器</b> 实例传感器： <ul style="list-style-type: none"> <li>- 皮肤电响应</li> </ul>	紧张 游泳检测 淋浴检测

[0125] 在一个实例实施例中，生物计量监视装置可包含光学传感器以检测、感测、取样及 / 或产生可用以确定表示例如用户的紧张（或其水平）、血压及 / 或心率的信息的数据。

(见,例如图 2A 到 3C 及 11A 到 11G)。在这些实施例中,生物计量监视装置可包含光学传感器,其具有一或多个光源(LED、激光,等)以发出或输出光到用户的身体,以及光检测器(光电二极管、光晶体管,等)以取样、测量及/或检测此光从用户身体的响应或反射且提供用以确定表示用户的紧张(或其水平)、血压及/或心率(例如,例如通过使用光电容积图)的数据的数据。

[0126] 在一个实例实施例中,用户的心率测量可由通过一或多个传感器(或连接到其的处理电路)确定的准则而触发。举例来说,当来自运动传感器的数据指示静止或具有极少运动的周期时,生物计量监视装置可触发、获取及/或获得心率测量或数据。(见,例如图 9、12A 及 12B)。

[0127] 图 12A 说明具有心率或 PPG 传感器、运动传感器、显示器、振动马达及连接到处理器的通信电路的便携式生物计量监视装置的实例。

[0128] 图 12B 说明具有心率或 PPG 传感器、运动传感器、显示器、振动马达、位置传感器、海拔高度传感器、皮肤电导率/湿度传感器及连接到处理器的通信电路的便携式生物计量监视装置的实例。

[0129] 在一个实施例中,当运动传感器指示用户活动或运动(例如,对于触发、获取及/或获得所需心率测量或数据(例如,用以确定用户的静息心率的数据)不合适或并非最佳的运动)时,用以获取及/或获得所需心率测量或数据的生物计量监视装置及/或传感器可置于或保持于低功率状态中。因为在运动期间进行的心率测量可能不太可靠且可能被运动假象破坏,所以当生物计量监视装置在运动中时,可能需要减小收集心率数据样本的频率(因而减小功率使用)。

[0130] 在另一实施例中,生物计量监视装置可使用指示用户活动或运动的数据(例如,来自一或多个运动传感器)来调整或修改触发、获取及/或获得所需心率测量或数据的特性(例如,以改善对运动假象的稳健性)。举例来说,如果生物计量监视装置接收到指示用户活动或运动的数据,那么生物计量监视装置可调整或修改用以获取心率数据的传感器的取样率及/或分辨率模式(例如,在用户运动量超过某一阈值的情况下,生物计量监视装置可增大取样率及/或增大用以获取心率测量或数据的传感器的取样分辨率模式)。此外,生物计量监视装置可在用户活动或运动的此些周期(例如,用户运动量超过某一阈值的周期)期间调整或修改运动传感器的取样率及/或分辨率模式。以此方式,当生物计量监视装置确定或检测到此用户活动或运动时,生物计量监视装置可将运动传感器置于较高取样率及/或较高取样分辨率模式以例如实现心率信号的更准确的自适应滤波。(见,例如,图 9)。

[0131] 图 9 说明基于生物计量监视装置所经历的移动程度而改变其检测用户心率的方式的便携式生物计量监视装置的实例。在其中检测到运动(例如,经由使用加速度计)的情况下,用户可被生物计量监视装置认为是在“活动”,且高取样率心率检测可发生以减小心率测量中的运动假象。可保存及/或显示此数据。在生物计量监视装置确定用户不移动(或相对久坐)的情况下,低取样率心率检测(其不消耗那么多功率)对于测量心率可为适当的且因而可被使用。

[0132] 值得注意的是,在生物计量监视装置使用光学技术来例如通过使用光电容积图获取心率测量或数据的情况下,可使用运动信号来确定或建立通过心率传感器进行数据获取

或测量（例如，同步检测而不是非振幅调制方法）及 / 或其分析的特定方法或技术。（见，例如图 11E）。以此方式，指示用户运动或活动量的数据可致使生物计量监视装置建立或调整由一或多个光学心率传感器使用的的数据获取或测量的类型或技术。

[0133] 举例来说，在一个实施例中，当运动检测器电路检测到或确定生物计量监视装置佩戴者的运动低于阈值时（例如，如果生物计量监视装置确定用户久坐或睡着），生物计量监视装置（或如本文所揭示的心率测量技术）可调整及 / 或减小光学心率取样的取样率。（见，例如，图 9）。以此方式，生物计量监视装置可控制其功率消耗。举例来说，生物计量监视装置可通过减小传感器取样率而减小功率消耗，例如，生物计量监视装置可每 10 分钟一次或每 1 分钟 10 秒地对心率进行取样（经由心率传感器）。值得注意的是，另外或替代地，生物计量监视装置可经由根据运动检测控制数据处理电路分析及 / 或数据分析技术而控制功率消耗。由此，用户的运动可能影响心率数据获取参数及 / 或数据分析或其处理。

#### [0134] 心率传感器中的运动假象抑制

[0135] 如上文所论述，可通过使用一或多个算法以移除运动假象来改善由 PPG 传感器测量的原始心率信号。可使用传感器测量用户的移动（用于确定运动假象），所述传感器包含但不限于加速度计、陀螺仪、接近度检测器、磁力计，等。这些算法的目标是使用从作为指导的其它传感器俘获的移动信号来移除 PPG 信号的可归因于移动的分量（移动假象）。在一个实施例中，可使用自适应滤波器基于混合卡尔曼滤波器 (Kalman filter) 及最小均方滤波器或递归最小平方滤波器来移除 PPG 信号中的移动假象。可接着使用峰值计数算法或功率谱密度估计算法从清洁 / 经滤波信号提取心率。或者，可使用卡尔曼滤波器或粒子滤波器来移除这些移动假象。

[0136] 可用以计算心率频率的另一方法是将心率信号模型创建为  $Y = Y_{dc} + \sum a_k \cos k \theta + b_k \sin k \theta$ ，其中  $k$  为谐波分量的阶数，且  $\theta$  为用于心率的模型参数。此模型可接着使用扩展卡尔曼滤波器或粒子滤波器而拟合到信号。此模型利用以下事实：信号并非正弦的，因此在基本谐波以及多个额外谐波两者处含有功率。

[0137] 或者，可将信号建模为  $Y = Y_{dc} + \sum a_k \sin(k * w_{motion}t + \theta) + \sum b_k \sin(k * w_{HRT} + \phi)$ ，其中  $w_{motion}$  直接从加速度计信号（或另一运动传感器信号）估计。

#### [0138] 环境光及肤色

[0139] 环境光及肤色可能使得难以从 PPG 信号提取用户的心率。可通过从 PPG 光源打开时的所接收检测光信号的值减去 PPG 光源关闭时的所接收检测光信号的值而减小环境光的影响（假定两个信号是在彼此紧密接近的时间获得）。

[0140] 可通过改变 PPG 光源的强度、从光源发出的光的波长及 / 或通过使用对应于两个不同波长的所接收信号的比率或差而减小肤色的影响。可通过使用用户输入（例如，用户键入其肤色）、人面部的图像等来确定肤色，且可随后接着使用肤色来校准算法、光源亮度、光源波长及接收器增益。还可通过将具有已知振幅的信号发送到光源且接着测量从光电检测器接收到的信号来测量肤色（及用户佩戴装置的紧密性）对原始 PPG 信号的影响。此类信号可发送达延长的时间周期（以便经由多个预期心跳俘获数据）且接着求平均以产生不取决于心率的稳定状态数据组。可接着将此振幅与存储在表中的一组值相比以确定算法校准、发射器振幅及接收器增益。

#### [0141] 使用试探法的心率估计改善

[0142] 在获得心率的初始估计（例如，通过功率谱密度估计的峰值计数）之后，其可用于对心率的可允许速率施加界限。可对于每个用户优化这些界限，因为每一用户将具有唯一的心率概况。举例来说，可在每一用户固定不动时估计其久坐心率，且此可用作用户步行时的下限。类似地，如从步数计计算的步行频率的二分之一可充当用于预期心率的良好下限。

[0143] 心率算法可针对每一用户定制，且可学习用户的心率概况并适于用户的行为及/或特性以便随时间推移表现地更好。举例来说，所述算法可基于来自用户的历史数据而对特定身体活动期间的心率或步行速率设定界限。此可在心率数据被噪音及/或运动假象破坏时提供更好的结果。

[0144] HR 质量度量

[0145] 在另一实例实施例中，心率/PPG 信号的信号质量度量可用以提供所产生信号的准确度/精确度的量化。取决于此度量的值，确定用户的心率（或例如呼吸等其它 PPG 导出度量）的算法可采取某些动作，包含让用户拉紧表带、忽略所收集心率数据的某些部分（例如，具有低质量度量的数据段），及对心率数据的某些部分进行加权（例如，具有较高质量度量的数据可在计算心率时给予更大权重）。

[0146] 在一个实施例中，可如下导出信号质量度量：绘制散布图，其中 x 轴为时间，且 y 轴为在那一给定时刻的 PPG 信号中的峰值的频率。使用此策略待克服的问题是在给定时刻可能存在多个及/或零个峰值。最佳拟合线在此散布图中俘获线性关系。高质量信号应具有良好地拟合到线（在短时间跨度内）的一组峰值，而不良信号将具有不能由线良好地描述的一组峰值。因此，到线的拟合质量提供 PPG 信号自身的质量的良好度量。

[0147] 久坐、睡眠及活动分类度量

[0148] 在又一实例实施例中，当装置确定用户久坐或睡着时，生物计量监视装置可使用传感器来计算心率变化。此处，生物计量监视装置可以较高速率取样模式（相对于非久坐周期或超出预定阈值的用户活动周期）操作传感器以计算心率变化。生物计量监视装置（或外部装置）可使用心率变化作为心脏健康或紧张的指示符。

[0149] 实际上，在一些实施例中，生物计量监视装置可在用户久坐及/或睡着（例如，如由生物计量监视装置检测及/或确定）时测量及/或确定用户的紧张水平及/或心脏健康。本发明的生物计量监视装置的一些实施例可使用指示心率变化、皮肤电响应、皮肤温度、体温及/或心率的传感器数据来确定用户的紧张水平、健康状态（例如，发烧或感冒的风险、发作，或进展），及/或心脏健康。以此方式，生物计量监视装置的处理电路可确定及/或跟踪随时间推移的用户的“基线”紧张水平及/或随时间推移的心脏“健康”。在另一实施例中，所述装置可在其中用户无运动（或用户的运动低于预定阈值，例如当用户正坐着、躺下、睡着或处于睡眠阶段（例如，深睡眠）时）的一或多个周期期间测量用户的生理参数。此数据还可由生物计量监视装置作用于紧张相关参数、健康相关参数（例如，发烧或感冒的风险或发作）、心脏健康、心率变化、皮肤电响应、皮肤温度、体温及/或心率的“基线”。

[0150] 睡眠监视

[0151] 在一些实施例中，生物计量监视装置可自动地检测或确定用户正试图入睡、正在入睡、睡着及/或从睡眠周期醒来。在这些实施例中，生物计量监视装置可使用生理传感器来获取数据，且生物计量监视装置的数据处理电路可使从生物计量监视装置的传感器收集的心率、心率变化、呼吸速率、皮肤电响应、运动、皮肤温度及/或体温数据的组合相关以检

测或确定用户是否正试图入睡、正在入睡、睡着及 / 或从睡眠周期醒来。作为响应,生物计量监视装置可例如获取生理数据(如本文所描述的类型且以如本文所描述的方式)及 / 或确定用户的生理条件(如本文所描述的类型且以如本文所描述的方式)。举例来说,用户运动的减少或停止结合用户心率及 / 或心率变化的改变的减小可指示用户已睡着。心率变化及皮肤电响应的后续改变可接着由生物计量监视装置用以确定用户的睡眠状态在两个或两个以上睡眠阶段之间的转变(例如,转变为较浅及 / 或较深的睡眠阶段)。用户的运动及 / 或升高的心率及 / 或心率变化的改变可由生物计量监视装置用以确定用户已醒来。

[0152] 实时、开窗或批处理可用以确定在醒着、睡眠与睡眠阶段之间的转变。举例来说,可在时间窗(心率在所述窗的开始处升高且在所述窗的中间(及 / 或结束)时减小)中测量心率的减小。觉醒与睡眠阶段可由隐式马尔可夫模型使用运动信号(例如,减小的运动强度)、心率、心率变化、皮肤温度、皮肤电响应及 / 或环境光水平的改变来加以分类。可通过改变点算法(例如,贝叶斯改变点分析)来确定转变点。可通过观测其中用户的心率在预定持续时间内减小至少某一阈值但处于用户的静息心率(其例如观测为用户在睡眠时的最小心率)的预定界限内的周期来确定觉醒与睡眠之间的转变。类似地,可通过观测用户的心率增大到高于用户的静息心率的预定阈值之上而确定睡眠与觉醒之间的转变。

[0153] 在一些实施例中,生物计量监视装置可为用于监视睡眠的系统的一个组件,其中所述系统包含经配置以与生物计量监视装置通信且适于放置在睡眠者附近的辅助装置(例如,闹钟)。在一些实施方案中,所述辅助装置具有用以容纳生物计量监视装置以进行安全保管、通信及 / 或充电的形状以及机械及 / 或磁性接口。然而,所述辅助装置还可通用于生物计量监视装置,例如未经特定设计以与生物计量监视装置物理地介接的智能电话。可经由有线通信接口或经由无线通信接口及例如蓝牙(包含例如蓝牙 4.0 及蓝牙低能量协议)、RFID、NFC 或 WLAN 等协议来提供生物计量监视装置与辅助装置之间的通信。辅助装置可包含用以辅助睡眠监视或环境监视的传感器,例如测量环境光、噪音及 / 或声音(例如,以检测打鼾)、温度、湿度及空气质量(花粉、灰尘、CO<sub>2</sub>, 等)的传感器。在一个实施例中,辅助装置可与例如 [www.fitbit.com](http://www.fitbit.com) 等的外部服务或服务器(例如,个人计算机)通信。可经由有线(例如,以太网、USB)或无线(例如,WLAN、蓝牙、RFID、NFC、蜂窝式)电路及用以传送数据到辅助装置及 / 或从辅助装置传送数据的协议来实现与辅助装置的通信。辅助装置还可充当用以将数据从例如 [www.fitbit.com](http://www.fitbit.com) 或其它服务(例如,例如新闻、社交网络更新、电子邮件、日历通知等数据)等外部服务或服务器(例如,个人计算机、移动电话、平板计算机)传送到生物计量监视装置及 / 或将数据从生物计量监视装置传送到所述外部服务或服务器的中继器。可使用来自一个或两个装置的数据在一个或两个装置或外部服务(例如,云服务器)上执行用户睡眠数据的计算。

[0154] 辅助装置可配备有显示器以显示由辅助装置获得的数据或由生物计量监视装置、外部服务传送到其的数据或来自生物计量监视装置、辅助装置及 / 或外部服务的数据的组合。举例来说,辅助装置可显示指示用户的心率、当天的总步数、活动及 / 或睡眠目标实现、当天的天气(由辅助装置测量或由外部服务针对一位置而报告)等的的数据。在另一实例中,辅助装置可显示与用户相对于其他用户的排名有关的数据,例如总的周步数。在又一实施例中,生物计量监视装置可配备有显示器以显示由生物计量监视装置、辅助装置、外部服务或所述三个源的组合获得的数据。在其中第一装置配备有唤醒报警(例如,振动马达、扬声

器)的实施例中,辅助装置可充当备用报警器(例如,使用音频扬声器)。辅助装置还可具有接口(例如,显示器及按钮或触摸屏)以创建、删除、修改或启用第一及/或辅助装置上的报警器。

#### [0155] 基于传感器的待用模式

[0156] 在另一实施例中,生物计量监视装置可自动地检测或确定其是否附接到用户、安置在用户身上及/或由用户佩戴。响应于检测或确定生物计量监视装置并未附接到用户、安置在用户身上及/或由用户佩戴,生物计量监视装置(或其所选部分)可实施或置于低功率操作模式,例如,光学心率传感器及/或电路可置于较低功率或睡眠模式。举例来说,在一个实施例中,生物计量监视装置可包含一或多个光检测器(光电二极管、光晶体管,等)。如果在给定光强度设定(例如,相对于由为生物计量监视装置的的部分的光源发出的光)下,一或多个光检测器提供低返回信号,那么生物计量监视装置可将数据解释为指示装置未被佩戴。在此类确定之后,装置可即刻减小其功率消耗,例如通过除其它装置电路或显示器之外还“停用”或调整紧张及/或心率检测传感器及/或电路的操作条件(例如,通过减小光源及/或检测器的工作循环或停用光源及/或检测器、关掉装置显示器,及/或停用或衰减相关联电路或其部分)。此外,生物计量监视装置可周期性地确定(例如,每秒一次)是否应将紧张及/或心率检测传感器及/或相关联电路的操作条件恢复到正常操作条件(例如,光源、检测器及/或相关联电路应返回到正常操作模式用于进行心率检测)。在另一实施例中,生物计量监视装置可在检测到可触发事件之后(例如,在检测到装置的运动(例如,基于来自一或多个运动传感器的数据)及/或检测到经由用户接口的用户输入(例如,与生物计量监视装置的触按、碰撞或拨动交互)之后)即刻恢复紧张及/或心率检测传感器及/或相关联电路的操作条件。在一些相关实施例中,出于功率节省目的,生物计量监视装置可在用户活动度不高时将其心率测量收集的默认速率减小到例如每分钟一次测量,且用户可具有例如通过推动按钮而将装置置于按需求或以更快速率(例如,每秒一次)产生测量的操作模式。

#### [0157] 光学传感器

[0158] 在一个实施例中,光学传感器(源及/或检测器)可安置在生物计量监视装置的内部或皮肤侧(即,生物计量监视装置的接触、触碰及/或面向用户皮肤的侧面(下文中称为“皮肤侧”))上。(见,例如,图 2A 到 3C)。在另一实施例中,光学传感器可安置在装置的一或多个侧面上,包含皮肤侧及装置的面向或暴露于周围环境的一或多个侧面(环境侧)。(见,例如,图 6A 到 7)。

[0159] 图 6A 说明具有带子的便携式监视装置的实例;光学传感器及光发射器可放置在所述带子上。

[0160] 图 6B 说明具有显示器及腕带的便携式生物计量监视装置的实例。此外,光学 PPG(例如,心率)检测传感器及/或发射器可位于生物计量监视装置的侧面上。在一个实施例中,这些各者可位于侧面安装式按钮中。

[0161] 图 7 描绘用户按压便携式生物计量监视装置的侧面以从侧面安装式光学心率检测传感器进行心率测量。生物计量监视装置的显示器可展示是否已检测到心率及/或显示用户的心率。

[0162] 值得注意的是,来自此些光学传感器的数据可表示生理数据及/或环境数据。实

实际上,在一个实施例中,光学传感器提供、获取及/或检测来自生物计量监视装置的多个侧面的信息,而不管传感器是否安置在所述多个侧面中的一或多者上。举例来说,光学传感器可获得与环境的环境光条件有关的数据。

[0163] 在光学传感器安置或布置在生物计量监视装置的皮肤侧上的情况下,在操作中,生物计量监视装置中的光源可在用户的皮肤上发光,且作为响应,生物计量监视装置中的光检测器可取样、获取及/或检测来自皮肤(及来自身体内部)的对应反射及/或发出的光。一或多个光源及光检测器可按增强或优化信噪比及/或用以减小或最小化所述光源及光检测器的功率消耗的阵列或模式来布置。这些光学传感器可取样、获取及/或检测生理数据,所述生理数据可接着经处理或分析(例如,通过常驻处理电路)以获得表示例如用户的心率、呼吸、心率变化、氧饱和度( $SpO_2$ )、血容量、血糖、皮肤湿气及/或皮肤色素沉着水平的数据。

[0164] 光源可发出具有特定于或针对于待收集的生理数据的类型的一或多个波长的光。类似地,光学检测器可取样、测量及/或检测也特定于或针对于待收集的生理数据的类型及/或待评估或确定的(用户的)生理参数的一或多个波长。举例来说,在一个实施例中,发出具有在绿光谱中的波长的光的光源(例如,发出具有对应于绿光谱的波长的光的LED)及经定位以取样、测量及/或检测与此光对应的响应或反射的光电二极管可提供可用以确定或检测心率的数据。相比之下,发出具有在红光谱中的波长的光的光源(例如,发出具有对应于红光谱的波长的光的LED)及发出具有在红外线光谱中的波长的光的光源(例如,发出具有对应于IR光谱的波长的光的LED)以及经定位以取样、测量及/或检测此光的响应或反射的光电二极管可提供可用以确定或检测 $SpO_2$ 的数据。

[0165] 实际上,在一些实施例中,由光源(例如LED(或一组LED))发出的光的色彩或波长可根据所获取的生理数据的预定类型或操作条件而加以修改、调整及/或控制。此处,可调整及/或控制由光源发出的光的波长以优化及/或增强由检测器获得及/或取样的生理数据的“质量”。举例来说,当用户的皮肤温度或环境温度较低时,由LED发出的光的色彩可从红外线切换到绿以便增强对应于心脏活动的信号。(见,例如图11D)。

[0166] 在一些实施例中,生物计量监视装置可在外壳中包含窗口(例如,用以临时审查、不透明的窗口)以促进在光学传感器与用户之间的光发射。此处,所述窗口可准许例如一或多个LED将光(例如,具有所选波长)发出到用户的皮肤上且准许光的响应或反射经由所述窗口向回通过以由例如一或多个光电二极管进行取样、测量及/或检测。在一个实施例中,与发出及接收光有关的电路可安置在装置外壳的内部且在塑料或玻璃层(例如,喷涂有红外线墨水)或红外线透镜或滤波器(其准许红外光通过但不准许在人视觉光谱中的光通过)的下方或后方。以此方式,所述窗口的光透射不可由人眼所见。

[0167] 生物计量监视装置可使用光管或其它透光结构以促进光从光源发射到用户的身体及皮肤。例如参见图4A到5。举例来说,智能手表402可具有光学不透明突起404,其包含用于将来自光源408的光通过人的皮肤412传送到人的身体410中的光管406。此光中的一些光可由例如动脉或静脉等血管414吸收,且经由另一光管406反射回到光电检测器416。在一些情况下,例如在图5的实例中,光管406可为具有焦距的有轮廓表面,所述焦距经深度调谐以使光聚焦于可能存在大密度的血管414的深度405。光管406还可以或替代地与光源408和/或光电检测器416的轮廓表面匹配以使光源408与那些组件之间的光通

量耦合最大化。就此而言,在一些实施例中,光可经由这些光管或其它透光结构从光源导向用户的皮肤。来自用户身体的散射光可经由相同或类似结构向回导向生物计量监视装置中的光学电路。实际上,所述透光结构可使用促进低光损失的材料及/或光学设计(例如,透光结构可包含促进光收集的透镜,且透光结构的部分可用反射材料涂布或邻近于反射材料以促进光在透光结构内的内反射),由此改善光检测器的信噪比及/或促进减小光源及/或光检测器的功率消耗。在一些实施例中,光管或其它透光结构可包含选择性地发射具有一或多个特定或预定波长的光(发射效率比具有其它波长的光的发射效率高)的材料,由此充当带通滤波器。此类带通滤波器可经调谐以改善特定生理数据类型的信号。举例来说,在一个实施例中,可实施模内贴标或“IML”透光结构,其中所述透光结构使用具有预定或所需光学特性的材料来创建特定带通特性,以便例如使红外光的通过效率高于具有其它波长的光(例如,具有在人可见光谱中的波长的光)。在另一实施例中,生物计量监视装置可使用具有光学不透明部分(包含某些光学特性)及光学透明部分(包含不同于光学不透明部分的光学特性)的透光结构。此类透光结构可经由双注射或两步模制工艺来提供,其中将光学不透明材料与光学透明材料单独地注入到模具中。实施此类透光结构的生物计量监视装置可取决于穿过透光结构的光行进方向而针对不同波长包含不同光透射特性。举例来说,在一个实施例中,光学不透明材料可反射特定波长范围以便更高效地将光从用户的身体发射回到光检测器(其可具有相对于所发出光的波长的不同波长)。

[0168] 在另一实施例中,反射结构可放置在光发射器及/或光检测器的视野中。举例来说,具有将光从光发射器引导到用户的皮肤及/或从用户的皮肤引导到光检测器的孔(或经由执行此取道行进的透光结构)的侧面可覆盖在反射材料(例如,镀铬)中以促进光透射。反射材料可增大将光从光源传输到皮肤且接着从皮肤传输回到检测器的效率。可用光学环氧树脂或其它透明材料填充反射性涂布孔以防止液体进入装置主体同时仍允许以低透射损失透射光。

[0169] 在实施透光结构(例如,经由IML创建或形成的结构)的另一实施例中,这些透光结构可包含由不透明材料组成的掩模,所述不透明材料限制一个、一些或所有光源及/或检测器的孔径。以此方式,透光结构可选择性地“界定”将光发射到或从其检测光的用户身体的优选体积。值得注意的是,可结合本文中描述及/或说明的概念使用或实施其它掩模配置;用以例如改善光电容积图信号且结合本文中所描述及/或说明的概念实施的所有这些遮蔽配置既定落入本发明的范围内。

[0170] 在另一实施例中,光发射器及/或检测器可经配置以经由装置外部中的孔或一系列孔发射光。可用透光环氧树脂(例如,光学环氧树脂)填充此孔或此系列孔。环氧树脂可形成导光柱,其允许光从光发射器发射到皮肤以及从皮肤发射回到光检测器。此技术还具有以下优点:环氧树脂可形成防水密封,从而防止水、汗液或其它液体通过装置外部上的孔进入装置主体,所述孔允许光发射器及检测器将光发射到生物计量监视装置主体外部以及从生物计量监视装置主体外部接收光。具有高热导率的环氧树脂可用以帮助防止光源(例如,LED)过热。

[0171] 在本文所述的透光结构中的任一者中,光学器件(透光结构)或装置主体的暴露表面可包含硬涂漆、硬浸涂物或光学涂层(例如抗反射、抗刮擦、防雾及/或波长带阻挡(例如紫外光阻挡)涂层)。这些特性或材料可改善生物计量监视装置的操作、准确度及/

或耐久性。

[0172] 图 4A 说明一个潜在 PPG 光源及光电检测器几何形状的实例。在此实施例中，两个光源放置在光电检测器的任一侧面上。这三个装置位于腕带型生物计量监视装置（其侧面面向用户的皮肤）的背面上的突起中。

[0173] 图 4B 及 4C 说明具有光电检测器及两个 LED 光源的 PPG 传感器的实例。这些组件放置于在背侧上具有突起的生物计量监视装置中。光管光学连接 LED 及光电检测器与用户皮肤的表面。在皮肤下方，来自光源的光从身体中的血液散射，其中的一些可散射或反射回到光电检测器中。

[0174] 图 5 说明具有拥有突起的经优化 PPG 检测器的生物计量监视装置的实例，所述突起具有弯曲侧面以免使用户感到不适。此外，将光电检测器及 LED 光学耦合到佩戴者的皮肤的光管的表面为波状以最大化 LED 及光电检测器与光管之间的光通量耦合。光管的面向用户皮肤的末端也为波状。此轮廓可使光聚焦或散焦以优化 PPG 信号。举例来说，所述轮廓可使所发射光聚焦到符合可能发生血液流动的区域的某一深度及位置。这些焦点的顶点可重叠在一起或极为接近以使得光电检测器接收最大可能量的散射光。

[0175] 在一些实施例中，生物计量监视装置在装置的皮肤侧上可包含凹面或凸面形状（例如透镜），以使光朝向皮肤中的特定深度处的特定体积聚焦且增大将光从所述点收集到光电检测器的效率。（见，例如，图 4A 到 5）。在此类生物计量监视装置也使用光管以选择性地且可控制地路由光的情况下，对导光柱的末端进行塑形而使其具有一定程度的圆柱度（例如，导光柱的末端可为由名义上平行于皮肤侧的圆柱体轴线界定的圆柱形表面（或其部分））可为有利的（例如，替代使用轴向对称的透镜）。举例来说，在腕带式生物计量监视装置中，此类圆柱形透镜可经定向而使得圆柱体轴线名义上平行于佩戴者的前臂，此举可具有限制从平行于人的前臂的方向进入此类透镜的光的量且增大从垂直于人的前臂的方向进入此类透镜的光的量的效果，因为与被绑带遮蔽的方向（即，垂直于用户的前臂）相比，环境光更可能从未被生物计量监视装置的绑带遮蔽的方向（即沿着用户的前臂轴线）到达传感器检测区域，此类配置可通过增大将光从发射器传送到用户皮肤上或其中的效率同时减少由光电检测器检测或收集的“杂散”光而改善信噪比。以此方式，由光电检测器取样、测量及 / 或检测的信号由较少的杂散光及对此所发射光的较多的用户皮肤 / 身体响应（表示对所发射光的响应的信号或数据）组成。

[0176] 在另一实施例中，透光环环氧树脂可模制成凹面或凸面形状以便也为传感器提供有益的光学特性。举例来说，在涂覆透光环环氧树脂期间，由所述环氧树脂形成的透光结构的顶部可经塑形为凹面表面以使得光更有效地耦合到透光结构。

[0177] 在一个实施例中，光学传感器的组件可定位在装置的皮肤侧上，且经布置或定位以减小或最小化 (i) 光源及 / 或相关联检测器与 (ii) 用户皮肤之间的距离。见例如图 3A，其提供实例便携式监视装置的传感器突起的横截面图。在图 3A 中，两个光源（例如，LED）放置在光电检测器的任一侧面上以实现 PPG 感测。挡光材料放置在光源与光电检测器之间以防止来自光源的任何光到达光电检测器而不首先退出生物计量监视装置的主体。柔性透明层可放置在传感器突起的下部表面上以形成密封。此透明层可服务于其它功能，例如防止液体在放置光源或光电检测器的位置处进入装置。可经由模内贴标或“IML”形成此透明层。光源及光电检测器可放置在柔性 PCB 上。

[0178] 此类配置可改善光学传感器的组件与用户身体之间的光通量耦合效率。举例来说,在一个实施例中,光源及 / 或相关联检测器可安置在柔性或可弯曲衬底上,所述柔性或可弯曲衬底可挠曲,从而允许生物计量监视装置的皮肤侧(其可由顺应性材料制成)符合(例如,无需额外处理)或能够经塑形(或顺应性的)以符合生物计量监视装置在正常操作期间耦合到或附接到的身体部分(例如,用户的手腕、手臂、脚踝及 / 或腿)的形状,以使得光源及 / 或相关联检测器接近于用户的皮肤(即,在装置的皮肤侧与用户皮肤的邻近表面之间几乎无间隙)。见例如图 6A,其中附接带包含带安装式光学传感器及光发射器 610。在一个实施例中,光源及 / 或相关联检测器可安置在平坦柔性缆线(Flat Flex Cable)或“FFC”或柔性 PCB 上。在此实施例中,柔性或可弯曲衬底(例如,FFC 或柔性 PCB)可连接到装置内的其上安置有其它组件(例如,数据处理电路)的第二衬底(例如,PCB)。不同高度的光学组件可安装到柔性衬底的不同“指形件”且经按压或紧固到外壳表面,使得光学组件与外壳表面齐平。在一个实施例中,第二衬底可为相对无柔性或不可弯曲衬底,固定在装置内,其上安置有其它电路及组件(无源及 / 或有源)。

[0179] 图 3B 描绘实例便携式监视装置的传感器突起的横截面图;此突起类似于图 3A 中所呈现的突起,只是光源及光电检测器放置在平坦及 / 或硬质的 PCB 上。

[0180] 图 3C 提供实例 PPG 传感器实施方案的另一横截面图。值得注意的是,此 PPG 传感器中没有突起。此外,液体垫圈及 / 或压敏粘合剂用以防止液体进入生物计量监视装置主体。

[0181] 生物计量监视装置的一些实施例可适于佩戴或携带在用户身体上。在包含光学心率监视器的一些实施例中,装置可为例如手表或手镯等手腕佩戴式或手臂安装式装饰品。(见,例如,图 2A 到 7)。在一个实施例中,光学心率监视器的光学元件可位于生物计量监视装置的内部或皮肤侧上,例如在生物计量监视装置佩戴在手腕上时面向手腕的顶部(即,光学心率监视器可邻近于且面向手腕)。(见,例如,图 2A 到 3C)。举例来说,在图 2A 中,展示腕带 200。图 2B 描绘腕带 200 的下侧。腕带 200 可具有附接带或绑带 202,其具有插入于其间的电子器件封装 204。附接带可具有带有卡扣、钩环紧固件或形状记忆材料的末端 206(未详细图示),其允许附接带例如经由钩环紧固件系统或卡扣而彼此连接以环绕人的手腕,或例如经由嵌入在带内的形状记忆芯致使附接带卷曲为将不容易从人的手腕掉落的 C 形。电子器件封装 204 可具有显示器 208 和一或多个按钮 210 或其它输入装置且容纳于装置外壳 212 中,所述装置外壳可由钢、铝、其它金属、塑料或复合物制成。装置外壳 212 的下侧可包含传感器突起 214 和充电器配合凹口 216。

[0182] 图 2C 描绘腕带 200 的三维截面图。可见,显示器 208 可容纳于装置外壳 212 内且由印刷电路板(PCB) 218 支撑。

[0183] 在另一实施例中,光学心率监视器可位于生物计量监视装置的一或多个外部或环境侧表面上。例如参见图 6B 和 7。例如在图 6B 中,光学心率监视器 610 可沿着装置外壳 602 的侧面定位在显示器 604 旁边。图 7 示范可如何使用此侧面安装式心率传感器,例如,用户可抵靠心率传感器所定位的装置外壳的侧面按压他们的手指且传感器可取得心率读数,所述读数可随后显示于装置的显示器上。在这些实施例中,用户可用相反手的手指触碰光学窗口(光学心率监视器的光学元件位于其后方)以起始心率测量(及 / 或与心率有关的其它度量,例如心率变化)及 / 或收集可用以确定用户的心率(及 / 或与心率有关的其

它度量)的数据。(见,例如,图 6B)。在一个实施例中,生物计量监视装置可通过检测光电二极管上的入射光的(突然)下降而触发或起始测量,例如,当用户的手指放置在光学窗口上时。另外或替代地,可由基于红外线的接近度检测器及/或电容式触碰/接近度检测器(其可与其它检测器分开)来触发心率测量(或其它此类度量)。此种基于红外线的接近度检测器及/或电容式触碰/接近度检测器可安置在光学窗口中或其上及/或功能上、电及/或物理地耦合到光学窗口以检测或确定例如用户手指的存在。

[0184] 在又一实施例中,生物计量监视装置可包含按钮,所述按钮在被按下时触发或起始心率测量(及/或与心率有关的其它度量)。所述按钮可安置在极接近光学窗口处以在手指放在光学窗口上时方便用户按压按钮。(见,例如,图 7)。在一个实施例中,光学窗口可嵌入在推动按钮中。因而,当用户按压按钮时,其可触发对按下按钮的手指的测量。实际上,可赋予按钮某种形状及/或按压阻力,其增强或优化按钮抵抗手指的压力分布以在测量或数据获取期间提供高信噪比。在其它实施例中(未说明),生物计量监视装置可呈夹片、光滑对象、挂件、脚镗、带等适于佩戴在身体上、夹到或安装到一件衣服、存放在衣服中(例如,口袋中)或存放在装饰品(例如,手提包)中的形式。

[0185] 在一个特定实施例中,生物计量监视装置可在装置的皮肤侧或内侧上包含突起。(见,图 2A 到 6A)。当耦合到用户时,所述突起可比周围装置主体用更大力啮合皮肤。在此实施例中,光学窗口或透光结构(其两者皆在上文详细论述)可形成突起的一部分或并入在突起中。光学传感器的光发射器及/或检测器可在窗口或透光结构附近安置或布置在突起中。(见,例如,图 2B 及 6A)。由此,当附接到用户的身体时,生物计量监视装置的突起的窗口部分可比周围装置主体用更大力啮合用户的皮肤,由此在用户的皮肤与光学窗口之间提供更牢固的物理耦合。即,所述突起可在生物计量监视装置与用户的皮肤之间引起持久接触,其可减少由光电检测器测量的杂散光的量、减小生物计量监视装置与用户之间的相对运动,及/或提供对用户皮肤的改善的局部压力;所有这些可提高所关注的信号的质量。值得注意的是,所述突起可含有受益于与用户皮肤的紧密接近及/或牢固接触的其它传感器。这些传感器可除了心率传感器之外或替代心率传感器而包含在内,且包含例如皮肤温度传感器(例如,利用通过热环氧树脂接合到突起的外表面的光学窗口或热敏电阻器的非接触式热电堆)、脉搏血氧定量计、血压传感器、EMG 或皮肤电响应(GSR)传感器等传感器。

[0186] 举例来说,在图 3A 和 3B 中,展示突起 300。突起 300 可具有邻近于或融合到挡光材料 304 的保护性透明层 302,此结构可使用模具内标记塑料注射模制工艺形成,其中将透明层组件 302 置于注射模具中且随后将不透明挡光材料 304 注射到模具中,在模具处其融合到透明层 302 以形成单个融合组件。透明层 302 可具有可例如通过使用粘合剂或垫圈或某种橡胶密封件而与周围装置外壳结构形成密封 306 的边缘或其它特征。光电检测器 308 和光源 310(例如,LED)可安装到 PCB 312。在图 3A 中,PCB 312 是柔性的且可符合非平面形状,而在图 3B 中,PCB 312 为刚性平面 PCB。

[0187] 图 3C 展示心率传感器到生物计量监视装置中的集成的另一实例。在图 3C 中,不存在突起。此情况下的光学透明层 302 与围绕心率传感器的装置外壳 303 齐平。PCB 312、光电检测器 308 和光源 310 可安装在透明层 302 后方,且通过密封 306(例如,液体垫圈)而密封于环境。透明层 302 可使用压敏粘合剂 305 粘附到装置外壳。

[0188] 另外或替代地,生物计量监视装置的皮肤侧的一部分可包含摩擦增强机构或材料。举例来说,生物计量监视装置的皮肤侧可包含多个凸起或凹陷的区或部分(例如,小凸块、隆脊、凹槽及/或麻点)。此外,摩擦增强材料(例如,例如硅氧烷等凝胶样材料或其它弹性材料)可安置在皮肤侧上。实际上,由凝胶制成的装置背面也可提供摩擦,同时也改善用户舒适度且防止杂散光进入。如上文所指出,摩擦增强机构或材料可单独地或结合如本文所描述的具有突起的生物计量监视装置来使用。就此而言,生物计量监视装置可在装置的突起部分中或上包含多个凸起或凹陷的区或部分(例如,小凸块、隆脊、凹槽及/或麻点)。实际上,这些凸起或凹陷的区或部分可并入/嵌入到突起的窗口部分中或上。另外或替代地,突起部分可由摩擦增强材料(例如,例如硅氧烷等凝胶样材料)组成或用所述摩擦增强材料涂布。值得注意的是,突起及/或摩擦的使用可通过减小生物计量监视装置(且因而传感器)在操作过程中(尤其是用户正在运动时)相对于用户的皮肤的运动而改善对应于某些参数(例如,心率、心率变化、皮肤电响应、皮肤温度、皮肤着色、热通量、血压、血糖等)的数据获取的测量准确度。

[0189] 生物计量监视装置的内部或皮肤侧外壳的一些或全部还可由金属材料(例如,钢,不锈钢,铝,镁或钛)组成。此类配置可提供结构硬度。(见,例如,图 2B)。在此类实施例中,装置主体可经设计以通过使用低致敏性“无镍”不锈钢而为低致敏性的。值得注意的是,使用(至少在某些位置中)至少略含二价铁的某类型的金属(例如,为二价铁的不锈钢等级)可为有利的。在此些实施例中,生物计量监视装置(其中其包含可再充电的能量源(例如,可再充电电池))可经由连接器与充电器互连,所述连接器使用耦合到二价铁材料的磁体而将自身紧固到生物计量监视装置。此外,生物计量监视装置还可使用此磁性特性啮合底座或扩展坞以促进数据传送。此外,此类外壳可提供增强型电磁屏蔽,其将增强光学心率传感器及心率数据获取过程/操作的完整性及可靠性。此外,皮肤温度传感器可例如通过热环氧树脂物理耦合且热耦合到金属主体以感测用户的温度。在包含突起的实施例中,传感器可定位在突起附近或突起中以提供到用户皮肤的牢固接触及局部化的热耦合。

[0190] 在优选实施例中,光学传感器的一或多个组件(在一个实施例中,其可位于突起中,及/或在另一实施例中,其可安置或放置地与生物计量监视装置的表面齐平)经由不漏液密封(即,防止液体进入生物计量监视装置的主体中的方法/机构)而附接、固定、包含及/或紧固到生物计量监视装置。例如,在一个实施例中,由金属(例如但不限于不锈钢、铝、镁或钛)或硬质塑料制成的装置背面可提供足够坚硬以维持装置的结构完整性同时适应传感器封装的不漏水密封的结构。(见,例如,图 2B 到 3C)。

[0191] 在优选实施例中,光学传感器的封装或模块可通过压敏粘着剂及液体垫圈连接到装置。见例如图 3C,其提供 PPG 传感器实施方案的另一横截面图。值得注意的是,此 PPG 传感器中没有突起。此外,液体垫圈及/或压敏粘合剂用以防止液体进入装置主体。举例来说,如果在光学传感器封装/模块与装置主体之间需要更坚固或更持久的连接,那么还可使用螺钉、铆钉等等。值得注意的是,本实施例还可使用例如戈尔特斯(Gore-Tex)、o 形环、密封剂、油脂或环氧树脂等防水胶、疏水性隔膜来将光学传感器封装/模块紧固或附接到生物计量监视装置主体。

[0192] 如上文所论述,生物计量监视装置可包含安置在皮肤侧或内侧上的包含高反射率特性的材料,例如经抛光不锈钢、反射性油漆及经抛光塑料。以此方式,从装置的皮肤侧散

射的光可反射回到皮肤以便例如改善光学心率传感器的信噪比。实际上,与非反射性(或较小反射性)的装置主体背面相比,此有效地增大输入光信号。值得注意的是,在一个实施例中,生物计量监视装置的皮肤侧或内侧的色彩可经选择以提供某些光学特性(例如,反射特定或预定波长的光),以便改善关于某些生理数据类型的信号。举例来说,在生物计量监视装置的皮肤侧或内侧为绿色的情况下,可归因于对应于绿光谱的波长的光的优选发射而增强心率的测量。在生物计量监视装置的皮肤侧或内侧为红色的情况下,可归因于对应于红光谱的波长的光的优先发射而增强  $SpO_2$  的测量。在一个实施例中,可根据所获取的生理数据的预定类型而修改、调整及/或控制生物计量监视装置的皮肤侧或内侧的色彩。

[0193] 图 11A 描绘光学心率传感器的实例示意性框图,其中光从光源朝向用户的皮肤发出,且此光从用户的皮肤/身体内部的反射由光检测器感测,来自光检测器的信号随后通过模/数转换器(ADC)数字化。可修改光源的强度(例如,经由光源强度控制模块)以维持合乎需要的反射信号强度。举例来说,可减小光源强度以避免来自光检测器的输出信号饱和。作为另一实例,可增大光源强度以将来自光检测器的输出信号维持在所需输出值范围内。值得注意的是,系统的主动控制可经由线性或非线性控制方法(例如,比例-积分-微分(PID)控制、固定步长控制、预测性控制、神经网络、滞后,等等)来实现,且还可使用从装置中的其它传感器导出的信息(例如运动、皮肤电响应,等)。提供图 11A 用于说明而非将这些系统的实施方案限于例如集成在 MCU 内的 ADC 或在这方面使用 MCU。其它可能实施方案包含使用一或多个内部或外部 ADC、FPGA、ASIC,等。

[0194] 在另一实施例中,具有光学心率传感器的系统可并入取样及保持电路(或等效物)的使用以在关断或衰减光源以节省功率时维持光检测器的输出。在其中光检测器输出的相对改变至关重要的实施例(例如,心率测量)中,取样及保持电路可不必维持光检测器的输出的准确复制。在此些情况下,取样及保持可精简为例如二极管(例如,肖特基二极管)及电容器。取样及保持电路的输出可呈现给模拟信号调节电路(例如,萨林-基(Sallen-Key)带通滤波器、电平移位器,及/或增益电路)以调节并放大所关注频带内的信号(例如,对于心脏或呼吸功能,0.1Hz 到 10Hz),其可接着通过 ADC 数字化。见例如图 11B。

[0195] 在操作中,例如那些已经在本文所述的电路拓扑(例如取样及保持电路)的电路拓扑移除信号的 DC 及低频分量,且帮助解析与心率及/或呼吸有关的 AC 分量。实施例还可包含针对可变增益设定的模拟信号调节电路,其可经控制以提供合适的信号(例如,不饱和)。光源、光检测器及/或取样及保持的性能特性(例如,爬升率及/或增益带宽乘积)及功率消耗可显著高于模拟信号调节电路以实现光源的快速工作循环。在一些实施例中,提供给光源及光检测器的功率可与提供给模拟信号调节电路的功率单独地控制以提供额外功率节省。替代地或另外,电路可使用例如启用、停用及/或关机等功能性来实现功率节省。在另一实施例中,光检测器及/或取样及保持电路的输出可除了模拟信号调节电路之外或替代模拟信号调节电路而由 ADC 进行取样以控制光源的光强度或测量所关注的生理参数(例如,当模拟信号调节电路在改变光强度设定之后尚未稳定时)。值得注意的是,因为所关注的生理信号通常相对于 ADC 的固有分辨率小,因此在一些实施例中,可调整 ADC 的参考电压及/或增益以增强信号质量及/或可对 ADC 进行过取样。在又一实施例中,装置可通过例如过取样、调整 ADC 的参考电压及/或增益或使用高分辨率 ADC 而仅数字化取样及保持电路的输出。见例如图 11C。

**[0196] PPG DC 偏移移除技术**

**[0197]** 在另一实施例中,传感器装置可并入差分放大器以放大光检测器的输出的相对改变。见例如图 11F。在一些实施例中,可从光检测器的输出减去数字平均或数字低通滤波信号。此经修改信号可接着被放大,随后其被 ADC 数字化。在另一实施例中,可经由例如使用取样及保持电路及模拟信号调节电路而从光检测器的输出减去模拟平均或模拟低通滤波信号。提供给光源、光检测器及差分放大器的功率可与提供给模拟信号调节电路的功率单独地控制以改善功率节省。

**[0198]** 在另一实施例中,可从原始 PPG 信号减去一信号(电压或电流,取决于特定传感器实施方案)以移除原始 PPG 信号中的任何偏置,且因此增大含有心率(或其它循环参数,例如心率变化)信息的 PPG 信号的增益或放大所述 PPG 信号。此信号可在工厂中设定到默认值,基于用户的特定皮肤反射性、吸收及/或颜色而设定到一值,及/或可取决于来自环境光传感器的反馈或取决于 PPG 信号自身的分析而改变。举例来说,如果确定 PPG 信号具有大 DC 偏移,那么可从 PPG 信号减去恒定电压以移除 DC 偏移且实现较大增益,因此改善 PPG 信号质量。在此实例中,DC 偏移可起因于从 PPG 光源到达光电检测器的环境光(例如,来自太阳或来自室内照明)或从 PPG 光源反射的光。

**[0199]** 在另一实施例中,差分放大器可用以测量当前与先前样本之间的差而非每一信号的量值。因为每一样本的量值通常比每一样本之间的差大得多,所以可将较大增益应用于每一测量,因此改善 PPG 信号质量。可接着整合所述信号以获得原始时域信号。

**[0200]** 在另一实施例中,光检测器模块可并入具有可变增益的跨阻抗放大器级。此类配置可避免或最小化因明亮的环境光及/或从光源发射的明亮光而饱和。举例来说,跨阻抗放大器的增益可通过跨阻抗放大器的负反馈路径中的可变电阻器及/或一组多路复用电阻器而自动地减小。在一些实施例中,装置可通过对光源的强度进行振幅调制且接着对光检测器的输出进行解调(例如,同步检测)而并入来自环境光的极少光学屏蔽。见例如图 11E。在其它方面中,如果环境光具有足够亮度以获得心率信号,那么光源可减小亮度及/或完全关掉。

**[0201]** 在又一实施例中,可组合地使用前述处理技术以光学地测量用户的生理参数。见例如图 11G。此拓扑可允许系统以低功率测量状态及电路拓扑(在适用时)操作且视需要而适于较高功率测量状态及电路拓扑。举例来说,系统可在用户固定不动或久坐时使用模拟信号调节电路测量所关注的生理参数(例如,心率)以减小功率消耗,但在用户活动时直接切换到对光检测器输出的过取样式取样。

**[0202]** 在其中生物计量监视装置包含心率监视器的实施例中,处理信号以获得心率测量可包含滤波及/或信号调节,例如带通滤波(例如,巴特沃斯(Butterworth)滤波)。为抵消信号中可能发生的大的瞬变及/或改善所述滤波的收敛,可使用例如神经网络或爬升率限制等非线性方法。来自装置上的传感器的数据(例如运动、皮肤电响应、皮肤温度等)可用以调整所使用的信号调节方法。在特定操作条件下,可通过对时间窗内的信号峰值的数目进行计数或通过利用信号的基本频率或第二谐波(例如,经由快速傅立叶变换(FFT))而测量用户的心率。在其它情况下,例如在用户运动时获取的心率数据,可对所提取的信号及频谱峰值执行 FFT,其可接着随后由多目标跟踪器(其开始、继续、合并及删除对所述频谱的跟踪)加以处理。在一些实施例中,可对运动信号执行一组类似操作,且输出可用以进行

活动鉴别（例如，久坐、步行、跑步、睡眠、躺下、坐着、骑车、打字、椭圆训练、体重训练），其用以辅助多目标跟踪器。举例来说，可能确定用户固定不动且已开始移动。此信息可用以优先使跟踪继续部分偏向于增大频率。类似地，活动鉴别器可确定用户已停止跑步或正较慢地跑步，且此信息可用以优先使跟踪继续部分偏向于减小频率。可用单扫描或多扫描多目标跟踪器拓扑实现跟踪，例如联合概率数据关联跟踪器、多假设跟踪、最接近的邻近者，等。可经由卡尔曼滤波器、样条回归、粒子滤波器、交互式多模型滤波器等完成跟踪器中的估计及预测。跟踪选择器模块可使用来自多频谱跟踪器的输出轨迹且估计用户的心率。所述估计可取为最大可能性轨迹、轨迹的对照其为心率的概率的加权总和等。此外，活动鉴别器可影响获得心率估计的选择及 / 或融合。举例来说，如果用户正在睡眠、坐着、躺下或久坐，那么先前概率可能偏向于 40 到 80bpm 范围中的心率；而如果用户正在跑步、慢跑或进行其它剧烈锻炼，那么先前概率可能偏向于 90 到 180bpm 范围中的升高的心率。活动鉴别器的影响可基于用户的速度。当用户不移动时，估计可移向信号的基本频率（或完全通过其获得）。可基于指示活动改变的准则选择对应于用户心率的轨迹；举例来说，如果用户从固定不动开始行走，那么可优先选择说明朝向较高频率的偏移的轨迹。

[0203] 良好心率信号的获取可经由生物计量监视装置或与生物计量监视装置进行有线或无线通信的另一装置（例如，装备有蓝牙低能量的移动电话）上的显示器指示给用户。在一些实施例中，生物计量监视装置可包含信号强度指示器，其可由用户检视的 LED 的脉搏来表示。脉搏可经定时或相关以与用户的心跳一致。LED 的强度、脉搏速率及 / 或色彩可经修改或调整以暗示信号强度。举例来说，较明亮的 LED 强度可表示较强的信号或处于 RGB LED 配置，绿色 LED 可表示较强的信号。

[0204] 在一些实施例中，可通过信号在例如 0.5Hz 到 4Hz 的频带中的能量（例如，平方和）来确定心率信号的强度。在其它实施例中，生物计量监视装置可具有可并入或建构到外壳及 / 或带子中的应变计、压力传感器、力传感器，或其它接触指示传感器（在生物计量监视装置附接到带子（如手表、手镯及 / 或臂带）或用带子（其可接着紧固到用户）安装的那些实施例中）。可单独地基于来自这些接触传感器的数据或结合来自心率信号的数据来计算信号质量度量（例如，心率信号质量）。

[0205] 在另一实施例中，生物计量监视装置可经由光电检测器阵列（例如光电二极管或 CCD 相机的栅格）来以光学方式监视心率。可经由对皮肤的特征跟踪及 / 或使用加速度计及陀螺仪的自适应运动校正来跟踪光学装置相对于皮肤的运动。检测器阵列可与皮肤接触或从皮肤偏移小的距离。可主动地控制（例如，通过马达）检测器阵列及其相关联光学器件以维持目标的稳定图像并获取心率信号。可使用来自运动传感器（例如，陀螺仪）的信息或图像特征来实现此光学机械稳定化。在一个实施例中，生物计量监视装置可使用照亮皮肤的相干或非相干光源及光电检测器阵列（其中每一光电检测器与用于比较相邻检测器之间的强度（从而获得所谓的斑点模式，其可使用多种图像跟踪技术加以跟踪，例如光流、模板匹配、边缘跟踪等）的比较器相关联）来实施相对运动消除。在此实施例中，用于运动跟踪的光源可不同于用于光学心率监视的光源。

[0206] 在另一实施例中，生物计量监视装置可由沿着装置的表面分布的多个光电检测器及发光器（photoemitter）组成，所述装置触碰用户的皮肤（即，生物计量监视装置的皮肤侧）。（见，例如，图 2A 到 6A）。举例来说，在手镯的实例中，可存在放置在沿着带子内部圆

周的各个位点的多个光电检测器及发光器。(见,例如,图 6A)。与每一位点相关联的心率信号质量度量可经计算以确定用于估计用户心率的最佳或一组最佳位点。随后,可停用或关掉所述位点中的一些以例如减小功率消耗。装置可周期性地检查所述位点中的一些或全部处的心率信号质量以增强、监视及 / 或优化信号及 / 或功率效率。

[0207] 在另一实施例中,生物计量监视装置可包含心率监视系统,其包含例如光学、声学、压力、电(例如, ECG 或 EKG)及运动等多个传感器,且融合来自这些传感器中的两者或两者以上的信息以提供心率的估计及 / 或减轻由运动诱发的噪音。

[0208] 除心率监视(或其它生物计量监视)之外或替代心率监视(或其它生物计量监视),在一些实施例中,生物计量监视装置可包含光学传感器以基于光条件跟踪或检测紫外光暴露、全部室外光暴露的时间及持续时间、光源的类型以及光源的持续时间及强度(萤光光暴露、白炽灯光暴露、卤素,等)、到电视的暴露(基于光类型及闪烁速率)、用户在室内还是在室外、当日时间及位置。在一个实施例中,紫外光检测传感器可由驱动为光检测器的反偏置 LED 发射器组成。举例来说,由此检测器产生的光电流的特征可在于测量 LED 的电容(或替代地,并行电容器)放电所花费的时间。

[0209] 本文中论述的所有光学传感器可结合其它传感器使用以改善上文所描述的数据的检测或用以加强其它类型的生理或环境数据的检测。

[0210] 在生物计量监视装置包含音频或无源声学传感器的情况下,装置可含有一或多个无源声学传感器,其检测声音及压力且可包含但不限于麦克风、压电膜等。声学传感器可安置在装置的一或多个侧面上,包含触碰或面向皮肤的侧面(皮肤侧)及面向环境的侧面(环境侧)。

[0211] 皮肤侧声学或音频传感器可检测经由身体发出的任何类型的声音,且此些传感器可按优化此些传感器的信噪比及功率消耗两者的阵列或模式而布置。这些传感器可检测呼吸(例如,通过倾听肺)、呼吸声音(例如,呼吸、打鼾)及问题(例如,睡眠呼吸暂停,等)、心率(倾听心跳)、用户的语音(经由从声带经过身体发出的声音)。

[0212] 本发明的生物计量监视装置还可包含皮肤电响应(GSR)电路以测量用户的皮肤对情绪及物理刺激或生理改变(例如,睡眠阶段的转变)的响应。在一些实施例中,生物计量监视装置可为手腕或手臂安装式装置,其并入由导电橡胶或织物制成的带子以使得皮肤电响应电极可隐藏在带子中。因为皮肤电响应电路可能经受不断改变的温度及环境条件,所以其还可包含用以实现自动校准的电路,例如与人皮肤 / 电极路径并联或串联的两个或两个以上可切换参考电阻器,其允许对已知电阻器的实时测量以表征皮肤电响应电路的响应。参考电阻器可在测量路径中接通及断开以使得可独立地及 / 或与人皮肤的电阻同时地对其进行测量。

[0213] 用于执行 PPG 的电路

[0214] PPG 电路可经优化以获得最佳质量信号,而无关于多种环境条件,包含但不限于运动、环境光及肤色。以下电路及技术可用以执行此优化(见图 16A 到 16J);

[0215] - 可用于 PPG 感测的取样及保持电路以及差分 / 仪表放大器。输出信号为参考给定电压的当前与先前样本之间的经放大差。

[0216] - 用以在跨阻抗放大器之前补偿“偏置”电流的受控电流源。此允许在跨阻抗放大器级处应用较大增益。

[0217] - 用于施加到光电二极管（在跨阻抗放大器之前）的电流反馈的取样及保持电路。此可用于环境光移除，或“偏置”电流移除，或用作伪差分放大器（可能需要双轨）。

[0218] - 具有环境光消除的差分 / 仪表放大器。

[0219] - 补偿由 DAC 动态地产生的电流的光电二极管。

[0220] - 补偿由受控电压源动态地产生的电流的光电二极管。

[0221] - 使用“开关电容器”方法的环境光移除。

[0222] - 补偿由恒定电流源产生的电流（也可通过恒定电压源及电阻器来完成）的光电二极管。

[0223] - 环境光移除及连续样本之间的差分化。

[0224] - 环境光移除及连续样本之间的差分化。

[0225] 图 16A 说明可用于 PPG 感测的取样及保持电路以及差分 / 仪表放大器的实例示意图。此类电路中的输出信号可为参考给定电压的当前样本与先前样本之间的经放大差。

[0226] 图 16B 说明使用受控电流源来在跨阻抗放大器之前补偿“偏置”电流的 PPG 传感器的电路的实例示意图。此允许在跨阻抗放大器级处应用较大增益。

[0227] 图 16C 说明用于 PPG 传感器的使用取样及保持电路用于施加到光电二极管（在跨阻抗放大器之前）的电流反馈的电路的实例示意图。此电路可用于环境光移除，或“偏置”电流移除，或用作伪差分放大器。

[0228] 图 16D 说明用于 PPG 传感器的使用具有环境光消除功能性的差分 / 仪表放大器的电路的实例示意图。

[0229] 图 16E 说明用于 PPG 传感器的使用光电二极管补偿由 DAC 动态地产生的电流的电路的实例示意图。

[0230] 图 16F 说明用于 PPG 传感器的使用光电二极管补偿由受控电压源动态地产生的电流的电路的实例示意图。

[0231] 图 16G 说明用于 PPG 传感器的包含使用“开关电容器”方法的环境光移除功能性的电路的实例示意图。

[0232] 图 16H 说明用于 PPG 传感器的使用光电二极管补偿由恒定电流源产生的电流（此还可使用恒定电压源及电阻器来完成）的电路的实例示意图。

[0233] 图 16I 说明用于 PPG 传感器的包含环境光移除功能性及连续样本之间的差分化的电路的实例示意图。

[0234] 图 16J 说明用于环境光移除及连续样本之间的差分化的电路的实例示意图。

[0235] 在 2014 年 2 月 28 日申请的第 61/946, 439 号美国临时专利申请案中更详细论述论述与使用 PPG 传感器的心率测量有关的各种电路及概念，所述美国临时专利申请案先前在“相关申请案的交叉参考”部分中以引用的方式并入本文中，且相对于针对以 PPG 传感器进行的心率测量以及用于执行此类测量（例如）以补偿传感器饱和、环境光及肤色的电路、方法及系统的内容再次特此以引用方式并入。

[0236] 生物计量反馈

[0237] 生物计量监视装置的一些实施例可基于一或多个生物计量信号向用户提供反馈。在一个实施例中，PPG 信号可作为实时或接近实时的波形在生物计量监视装置的显示器上（或在与所述生物计量监视装置通信的辅助装置的显示器上）呈现给用户。此波形可提供

与显示在 ECG 或 EKG 机器上的波形类似的反馈。除向用户提供可用以估计各种心脏度量（例如，心率）的 PPG 信号的指示之外，所述波形还可提供反馈，所述反馈可使得用户能够优化其佩戴生物计量监视装置的位置及压力。举例来说，用户可看到波形具有低振幅。响应于此，用户可试图将生物计量监视装置的位置移动到给出较高振幅信号的不同位置。在一些实施方案中，基于这些指示，生物计量监视装置可提供指令给用户以移动或调整生物计量监视装置的适配度以便改善信号质量。

[0238] 在另一实施例中，可经由不同于显示波形的方法来向用户提供关于 PPG 信号的质量的反馈。如果信号质量（例如，信噪比）超过某一阈值，那么生物计量监视装置可发出听觉报警（例如，蜂鸣声）。生物计量监视装置可将视觉提示（例如，经由使用显示器）提供给用户以改变传感器的位置及 / 或增大佩戴装置的压力（例如，在装置佩戴在手腕上的情况下通过拉紧腕带）。

[0239] 可针对不同于 PPG 传感器的传感器提供生物计量反馈。举例来说，如果装置使用 ECG、EMG 或连接到执行这些中的任一者的装置，那么其可向用户提供关于来自那些传感器的波形的反馈。如果这些传感器的信噪比低或信号质量因其它原因而受损，那么可指示用户其可如何改善所述信号。举例来说，如果不能从 ECG 传感器检测到心率，那么装置可向用户提供视觉消息，指示其润湿或弄湿 ECG 电极以改善信号。

#### [0240] 环境传感器

[0241] 本发明的生物计量监视装置的一些实施例可使用以下环境传感器中的一个、一些或全部来例如获取环境数据，包含在下表中概述的环境数据。这些生物计量监视装置不限于下文指定的传感器的数目或类型，而可使用获取下表中概述的环境数据的其它传感器。环境传感器及 / 或环境数据的所有组合及排列既定落入本发明的范围内。此外，装置可从对应传感器输出数据导出环境数据，但不限于其可从所述传感器导出的环境数据类型。

[0242] 值得注意的是，本发明的生物计量监视装置的实施例可使用本文所述的环境传感器中的一或多者或全部及本文所述的生理传感器中的一或多者或全部。实际上，本发明的生物计量监视装置可使用现在已知或稍后开发的任何传感器获取本文所述的环境数据及生理数据中的任一者或全部，其全部既定落入本发明的范围内。

#### [0243]

环境传感器	所获取的环境数据
运动检测器	位置
潜在实施例:	
- 惯性、陀螺仪或基于加速度计的传感器	
- GPS	
压力/高度计传感器	海拔
周围温度	温度
光传感器	室内与室外 看电视(光谱/闪烁速率检测) 光学数据传送起始、QR 代码, 等 紫外光暴露
音频	室内与室外
指南针	位置及/或定向
潜在实施例:	
-3 轴指南针	

[0244] 在一个实施例中,生物计量监视装置可包含例如安置在或位于装置外壳内部的高度计传感器。(见,例如,图 12B 及 12C;图 12C 说明具有生理传感器、环境传感器及连接到处理器的位置传感器的便携式生物计量监视装置的实例)。在此情况下,装置外壳可具有通风口,其允许装置内部测量、检测、取样及 / 或经历外部压力的任何改变。在一个实施例中,通风口可防止水进入装置,同时促进经由高度计传感器测量、检测及 / 或取样压力的改变。举例来说,生物计量监视装置的外表面可包含通风口类型配置或架构(例如,Gore™通风口),其允许周围空气移入及移出装置的外壳(其允许高度计传感器测量、检测及 / 或取样压力的改变),但减少、防止及 / 或最小化水及其它液体流动到装置的外壳中。

[0245] 在一个实施例中,高度计传感器可用凝胶填充,所述凝胶允许传感器经历在凝胶之外的压力改变。凝胶可充当相对不可渗透、不可压缩而又柔性的隔膜,其将外部压力变化发射到高度计同时物理地分离高度计(及其它内部组件)与外部环境。使用凝胶填充高度计可在使用或不使用环境密封通风口的情况下向装置给出较高水平的环境保护。装置可在凝胶填充高度计处于包含但不限于以下位置的位置中的情况下具有较高存活率(survivability rate):具有高湿度的位置、洗衣机、洗碗机、干衣机、蒸汽室或桑拿室、淋浴、水池、浴缸及装置可能暴露于湿气、暴露于液体或浸没于液体中的任何位置。

[0246] 传感器集成 / 信号处理

[0247] 本发明的生物计量监视装置的一些实施例可使用来自两个或两个以上传感器的数据来计算如下表中所见的对应生理或环境数据(例如,可组合地使用来自两个或两个以上传感器的数据来确定例如下文列出的度量的度量)。生物计量监视装置可包含但不限于下文指定的传感器的数目、类型或组合。此外,这些生物计量监视装置可从对应传感器组合导出所包含的数据,但不限于可从对应传感器组合计算出的数据的数目或类型。

[0248]

传感器集成	从多个传感器的信号处理导出的数据
皮肤温度及环境温度	热通量
心率及运动	海拔增益
运动检测器及其他用户的运动检测器(通过无线通信路径链接)	接近的用户
运动、任何心率传感器、皮肤电响应	坐着/站立检测
任何心率、心率变化传感器、呼吸、运动	睡眠阶段检测 睡眠呼吸暂停检测
任何心率传感器及/或湿度传感器, 及/或运动检测器	静息心率 活动心率 睡着时的心率 久坐时的心率
任何心率检测器	心脏问题的早期检测: - 心律失常 - 心跳骤停
多个心率检测器	脉搏传导时间
音频及/或应变计	打字检测
GPS 及光电容积图(PPG)	位置-紧张相关性: - 令人紧张的区的确定 - 低紧张区的确定 活动特定心率 - 静息心率 - 活动心率 自动活动分类及活动心率确定
心率、皮肤电响应、加速度计及呼吸	用户疲劳, 例如在锻炼时

[0249] 在一些实施例中,生物计量监视装置还可包含近场通信(NFC)接收器/发射器以检测到例如移动电话等另一装置的接近性。当使生物计量监视装置接近于第二装置或达到与第二装置的可检测接近度时,其可触发在第二装置上开始新功能性(例如,启动移动电话上的“应用程序”及使来自所述装置的生理数据无线电同步到第二装置)。(见,例如,图10)。实际上,本发明的生物计量监视装置可实施2012年3月5日申请的美国临时专利申请案61/606,559(“近场通信系统及其操作方法(Near Field Communication System, and Method of Operating Same)”,发明人:詹姆斯帕克(James Park),其内容出于此此目的以引用的方式并入本文中)中所描述及/或说明的电路及技术中的任一者。

[0250] 图10说明其上具有自行车应用程序的便携式生物计量监视装置的实例,所述自行车应用程序可显示自行车速度及/或脚踏板的步调以及其它度量。每当生物计量监视装置接近无源或有源NFC标记时,可启动所述应用程序。此NFC标记可附接到用户的手柄杆。

[0251] 在另一实施例中,生物计量监视装置可包含位置传感器(例如,GPS电路)及心率传感器(例如,光电容积图电路)以分别产生GPS或位置相关数据及心率相关数据。(见,例如,图12B及12C)。生物计量监视装置可接着融合、处理及/或组合来自这两个传感器/电路的数据以例如根据生理数据(例如,心率、紧张、活动水平、睡眠量及/或卡路里摄入)来确定、相关及/或“映射”地理区。以此方式,生物计量监视装置可识别增大或减小可测量用户度量(包含但不限于心率、紧张、活动水平、睡眠量及/或卡路里摄入)的地理区。

[0252] 另外或替代地,生物计量监视装置的一些实施例可使用 GPS 相关数据及光电容积图相关数据(值得注意的是,其中的每一者可认为是数据流)来根据活动水平(例如,如通过用户的加速度、速度、位置及/或行进距离(如通过 GPS 测量及/或从 GPS 相关数据确定)来确定)确定用户的心率或使其相关。(见,例如,图 12B 及 12C)。此处,在一个实施例中,可针对用户“标绘”随速度而变的心率,或所述数据可分解为不同水平,包括但不限于睡眠、静息、久坐、中度活动、活动,及高度活动。

[0253] 实际上,生物计量监视装置的一些实施例还可使 GPS 相关数据与预定地理位置(具有针对一组预定条件的与其相关联的活动)的数据库相关。举例来说,活动确定及对应生理分类(例如,心率分类)可包含使用户的 GPS 座标(对应于锻炼设备、健身俱乐部及/或体育馆的位置)与生理数据相关。在这些情形下,可自动地测量并显示在例如体育馆健身期间的用户心率。值得注意的是,许多生理分类可基于 GPS 相关数据,包含位置、加速度、海拔高度、距离及/或速度。此类数据库包含地理数据,且可编译、形成生理数据及/或将其存储在生物计量监视装置及/或外部计算装置上。实际上,在一个实施例中,用户可创建其自身的位置数据库或添加或修改位置数据库以更好地分类其活动。

[0254] 在另一实施例中,用户可同时佩戴多个生物计量监视装置(具有本文所述的特征中的任一者)。此实施例的生物计量监视装置可使用有线或无线电路彼此通信或与远程装置通信,以计算例如以其它方式可能难以计算或计算不准确的生物计量或生理质量或量,例如脉搏传导时间。多个传感器的使用还可改善生物计量测量的准确度及/或精确度使其优于单个传感器的准确度及/或精确度。举例来说,在腰部、手腕及脚踝上具有生物计量跟踪装置可改善对用户迈步的检测(较之仅在那些位置中的一者中的单个装置的情况)。可以分布式或集中式方法在生物计量跟踪装置上执行信号处理以提供较之单个装置的情况有所改善的测量。还可远程执行此信号处理且在处理之后传达回到生物计量跟踪装置。

[0255] 在另一实施例中,可使心率或其它生物计量数据相关到用户的食物日志(用户摄取的食物、其营养内容及其部分的日志)。食物日志条目可自动地键入食物日志或可由用户本身经由与生物计量监视装置(或与生物计量监视装置通信的辅助或远程装置,例如智能电话,或与生物计量监视装置通信的一些其它装置,例如服务器)的交互而键入。关于用户身体对一或多个食物输入的生物计量反应的信息可呈现给用户。举例来说,如果用户喝咖啡,那么其心率可能由于咖啡因而上升。在另一实例中,如果用户在深夜进食食物的较大部分,那么其可能比平时花费更长时间来入睡。生物计量中的食物输入与对应结果的任何组合可并入到此类反馈系统中。

[0256] 食物摄入数据与生物计量数据的融合还可使得生物计量监视装置的一些实施例能够对用户的葡萄糖水平进行估计。此对于患有糖尿病的用户可能尤其有用。通过涉及葡萄糖水平与用户的活动(例如,步行、跑步、卡路里燃烧)及营养摄入的算法,生物计量监视装置可能建议用户何时其可能具有不正常的血糖水平。

[0257] 处理任务委托

[0258] 生物计量监视装置的实施例可包含一个或多个处理器。举例来说,独立应用程序处理器可用以存储及执行利用由一或多个传感器处理器(处理来自生理、环境及/或活动传感器的数据的处理器)获取及处理的传感器数据的应用程序。在其中存在多个传感器的情况下,也可能存在多个传感器处理器。应用程序处理器还可具有直接连接到其的传感

器。传感器与应用程序处理器可作为单独离散芯片存在或存在于相同封装芯片内（多核心）。装置可具有单个应用程序处理器，或应用程序处理器及传感器处理器，或多个应用程序处理器及传感器处理器。

[0259] 在一个实施例中，传感器处理器可放置在由所有模拟组件组成的子插件板（daughterboard）上。此板可具有通常见于主 PCB 上的电子器件中的一些，例如但不限于跨阻抗放大器、滤波电路、水平移位器、取样及保持电路及微控制器单元。此类配置可允许子插件板经由使用数字连接而非模拟连接（除任何必要的电力或接地连接之外）连接到主 PCB。数字连接可具有优于模拟子插件板到主 PCB 连接的多种优点，包含但不限于噪音减小及必要缆线数目的减小。子插件板可经由使用柔性缆线或一组导线而连接到主板。

[0260] 多个应用程序可存储在应用程序处理器上。应用程序可由用于所述应用程序的可执行码及数据组成，但不限于这些。数据可由执行所述应用程序所需的图形或其它信息组成，且其可为由应用程序产生的信息输出。用于应用程序的可执行码及数据两者皆可驻留在应用程序处理器（或并入其中的存储器）上，或用于应用程序的数据可从外部存储器存储及检索。外部存储器可包含但不限于 NAND 闪存、NOR 闪存、另一处理器上的闪存、其它固态存储装置、机械或光学磁盘、RAM，等。

[0261] 用于应用程序的可执行码还可存储在外部存储器中。当应用程序处理器接收到执行应用程序的请求时，所述应用程序处理器可从外部存储装置检索可执行码及 / 或数据且执行所述可执行码及 / 或数据。所述可执行码可暂时或永久地存储在应用程序处理器的存储器或存储装置上。此允许应用程序应下一执行请求而更快速地执行，因为消除了检索步骤。当请求执行应用程序时，应用程序处理器可检索应用程序的所有可执行码或可执行码的部分。在后一种情况下，仅检索在当时需要的可执行码部分。此允许执行比应用程序处理器的存储器或存储装置大的应用程序。

[0262] 应用程序处理器还可具有存储器保护特征以防止应用程序覆写、破坏、中断、阻断或以其它方式干扰其它应用程序、传感器系统、应用程序处理器或系统的其它组件。

[0263] 应用程序可经由多种有线、无线、光学或电容机制（包含但不限于 USB、Wi-Fi、蓝牙、蓝牙低能量、NFC、RFID、紫蜂）加载到应用程序处理器及 / 或任何外部存储装置上。

[0264] 应用程序还可用电子签名加密地署名。应用程序处理器可将应用程序的执行限制于具有正确签名的那些人。

[0265] 生物计量监视装置中的系统集成

[0266] 在生物计量监视装置的一些实施方案中，生物计量监视装置中或一些传感器或电子系统可彼此集成或可共享组件或资源。举例来说，用于光学心率传感器的光电检测器（例如可用于 2014 年 2 月 28 日申请且先前以引用的方式并入本文中的第 61/946, 439 号美国临时专利申请案中所论述的心率传感器中），还可充当用于确定环境光水平的光电检测器，例如可用以校正环境光对心率传感器读数的影响。举例来说，如果用于此类心率检测器的光源关掉，那么由所述光电检测器测量的光可指示所存在的环境光的量。

[0267] 在生物计量监视装置的一些实施方案中，生物计量监视装置可使用例如光学心率监视器中的组件等车载光学传感器加以配置或与之通信。举例来说，光学心率传感器（或，如果存在，环境光传感器）的光电检测器还可充当用于光学发射信道（例如红外线通信）的接收器。

[0268] 在生物计量监视装置的一些实施方案中,可包含混合天线,其组合射频天线(例如蓝牙天线或GPS天线)与电感环(例如可用于近场通信(NFC)标记或电感充电系统中)。在这些实施方案中,两个不同系统的功能性可提供于一个集成系统中,从而节省封装体积。在此类混合天线中,电感环可放置地紧密接近于倒F形天线的辐射器。所述电感环可以电感方式与辐射器耦合,从而允许所述电感环充当天线的平坦元件用于射频目的,因而形成例如平坦倒F形天线。同时,电感环还可服务于其正常功能,例如经由与由NFC读取器产生的电磁场的电感耦合而将电流提供到NFC芯片。这些混合天线系统的实例更详细地论述于2014年3月5日申请的第61/948,470号美国临时专利申请案中,所述美国临时专利申请案先前在“对相关申请案的交叉参考”部分中以引用的方式并入本文中且再次特此关于在混合天线结构处指出的内容而以引用的方式并入。当然,这些混合天线还可用于不同于生物计量监视装置的其它电子装置中,且混合天线的此类非生物计量监视装置使用涵盖在本发明的范围内。

#### [0269] 佩戴装置的方法

[0270] 生物计量监视装置的一些实施例可包含外壳,其大小及形状促进将生物计量监视装置在在常操作期间固定到用户的身体,其中所述装置在耦合到用户时不可测量地或明显地影响用户的活动。所述生物计量监视装置可取决于集成到生物计量监视装置中的特定传感器封装及用户将想要获取的数据而以不同方式佩戴。

[0271] 用户可通过使用带子(其为柔性的且由此容易适配到用户)而将本发明的生物计量监视装置的一些实施例佩戴在其手腕或脚踝(或手臂或腿)上。所述带子可具有可调整圆周,因此允许其适配到用户。所述带子可由暴露于热时收缩的材料建构而成,因此允许用户建立定制的适配。所述带子可从生物计量监视装置的“电子器件”部分拆卸且必要时可更换。

[0272] 在一些实施例中,生物计量监视装置可由两个主要组件组成:主体(含有“电子器件”)及带子(促进将装置附接到用户)。所述主体可包含外壳(例如由塑料或塑料样材料制成)及从主体突出的延伸突出部(例如由金属或金属样材料制成)。(见,例如,图2C到3C)。所述带子(例如由热塑性胺基甲酸酯制成)可例如以机械方式或粘附方式附接到身体。所述带子可从用户手腕的圆周延伸出一部分。胺基甲酸酯带子的远端可与Velcro或钩环弹性织物带子(在一侧上环绕成D形环且接着附接回到自身)连接。在此实施例中,封闭机构可允许用户无限地进行带子长度调整(不同于分度孔及机械卡扣封闭)。Velcro或弹性织物可以允许其被更换(例如,如果其在装置的有用生命周期终止之前佩戴或以其它方式不合需要地佩戴)的方式附接到带子。在一个实施例中,Velcro或织物可通过螺钉或铆钉及/或胶水、粘合剂及/或卡扣附接到带子。

[0273] 本发明的生物计量监视装置的实施例还可集成到且佩戴在项链、胸带、胸罩、粘着性补片、玻璃、耳索或脚趾带(toe band)中。这些生物计量监视装置可以如下方式内置:传感器封装/生物计量监视装置的部分是可移除的且可以包含但不限于上文所列的那些方式的任何数目的方式佩戴。

[0274] 在另一实施例中,本发明的生物计量监视装置的实施例可经佩戴以夹到一件衣服或存放在衣服(例如,口袋)或装饰品(例如,手提包、背包、钱包)中。因为此些生物计量监视装置可不靠近用户的皮肤,所以在包含心率测量的实施例中,可通过用户手动地将装

置置于特定模式（例如，通过按下按钮、用指尖覆盖电容性触摸传感器，等，可能具有嵌入在按钮 / 传感器中的心率传感器）而在离散、“按需求”上下文中或自动地（一旦用户将装置放在皮肤上（例如，将手指施加到光学心率传感器））获得测量。

[0275] 与装置的用户接口

[0276] 生物计量监视装置的一些实施例可包含用于允许在本地或远程地与装置交互的一或多个方法的功能性。

[0277] 在一些实施例中，生物计量监视装置可经由数字显示器以视觉方式传达数据。此显示器的物理实施例可使用任何一个或多个显示技术，包括但不限于以下各者中的一或多个者：LED、LCD、AMOLED、电子墨水、清晰显示技术、图形显示器，及其它显示技术，例如 TN、HTN、STN、FSTN、TFT、IPS 及 OLET。此显示器可展示在装置上在本地获取或存储的数据或可显示从其它装置或因特网服务远程获取的数据。生物计量监视装置可使用传感器（例如，环境光传感器“ALS”）来控制或调整屏幕背光的量（如果使用背光）。举例来说，在暗照明情境中，显示器可调暗以节省电池寿命，而在明亮的照明情境中，显示器亮度可增大以使得其更容易由用户读取。

[0278] 在另一实施例中，生物计量监视装置可使用单色或多色 LED 来指示装置的状态。生物计量监视装置可使用 LED 指示的状态可包含但不限于例如心率等生物计量状态或例如传入消息或已达到目标等的应用程序状态。这些状态可由 LED 的色彩、LED 开或关（或处于中间强度）、LED 的脉冲（及 / 或其速率）及 / 或从完全关掉到最高亮度的光强度模式来指示。在一个实施例中，LED 可用用户心率的阶段及频率来调制其强度及 / 或色彩。

[0279] 在一些实施例中，使用电子墨水显示器可允许显示器保持接通而非反射性显示器的电池漏电。此“常开”功能性可在例如手表应用程序（其中用户可简单地扫视生物计量监视装置以看到时间）的情况下提供令人愉快的用户体验。电子墨水显示器始终显示内容而不损害装置的电池寿命，从而允许用户看到时间（如同其在传统手表上那样）。

[0280] 生物计量监视装置的一些实施方案可使用例如 LED 等光来显示用户的心率（通过调制以用户心率的频率发出的光的振幅）。所述装置可经由 LED 的色彩（例如，绿色、红色）或根据心率的改变而点亮的一连串 LED（例如，进度条）来描绘心率区（例如，好氧的、厌氧的，等）。生物计量监视装置可集成或并入到例如玻璃或护目镜的另一装置或结构中，或与玻璃或护目镜通信以将此信息显示给用户。

[0281] 生物计量监视装置的一些实施例还可经由装置的物理运动将信息传达给用户。物理地移动装置的方法的一个此类实施例为使用振动诱发马达。装置可单独地或结合多个其它运动诱发技术使用此方法。

[0282] 在一些实施方案中，生物计量监视装置可经由音频反馈将信息传达给用户。举例来说，生物计量监视装置中的扬声器可经由使用音频音调、语音、歌声或其它声音而传达信息。

[0283] 在生物计量监视装置的各种实施例中，这三个信息通信方法（视觉的、运动及听觉的）可单独地或与彼此或传达任何一个或多个以下信息的另一传达方法的任何组合来使用：

[0284] • 用户需要在特定时间唤醒

[0285] • 用户应在其处于某一睡眠阶段时唤醒

- [0286] • 用户应在某一时间入睡
- [0287] • 用户应在其处于某一睡眠阶段且处于由用户想要唤醒的最早及最晚时间定界的预选时间窗中时唤醒。
- [0288] • 接收到电子邮件
- [0289] • 用户已不活动达某一时间周期。值得注意的是,此可与例如会议日历或睡眠跟踪应用程序的其它应用程序集成以规划、精简或调整不活动提醒的行为。
- [0290] • 用户已活动达某一时间周期
- [0291] • 用户具有约会或日历事件
- [0292] • 用户已达到某一活动度量
- [0293] • 用户已走动某一距离
- [0294] • 用户已达到某一英里数
- [0295] • 用户已达到某一速度
- [0296] • 用户已累积达某一海拔
- [0297] • 用户已行走某一步数
- [0298] • 用户近来已进行心率测量
- [0299] • 用户心率已达到某一水平
- [0300] • 用户具有为特定值或在特定范围中的正常、活动或静息心率
- [0301] • 用户的心率已进入或退出某一目标范围或训练区
- [0302] • 用户具有欲达到的新心率“区”目标,在所述情况下为针对跑步、骑车、游泳等活动训练的心率区
- [0303] • 用户已游泳一个单程或在池中完成某一数目的单程
- [0304] • 外部装置具有需要传达给用户的信息,例如传入电话呼叫或以上提醒中的任一者
- [0305] • 用户已达到某一疲劳目标或极限。在一个实施例中,可经由心率、皮肤电响应、运动传感器及 / 或呼吸数据的组合来确定疲劳
- [0306] 提供这些实例是为了说明且并不希望限制可由生物计量监视装置的此些实施例传达(例如,给用户)的信息的范围。注意,用以确定是否满足提醒条件的数据可从第一装置及 / 或一或多个辅助装置获取。生物计量监视装置自身可确定是否已满足用于提醒的准则或条件。或者,与生物计量监视装置通信的计算装置(例如,服务器及 / 或移动电话)可确定何时应发生提醒。鉴于本发明,所属领域的技术人员可设想生物计量监视装置可传达给用户的其它信息。举例来说,当已满足目标时,生物计量监视装置可与用户通信。满足此目标的准则可基于生理、上下文及第一装置上的环境传感器及 / 或来自一或多个辅助装置的其它传感器数据。可由用户设定或可由生物计量监视装置自身及 / 或与生物计量监视装置通信的另一计算装置(例如,服务器)设定目标。在一实例实施例中,在满足生物计量目标时,生物计量监视装置可振动。
- [0307] 本发明的生物计量监视装置的一些实施例可配备有无线及 / 或有线通信电路以实时地在辅助装置上显示数据。举例来说,此些生物计量监视装置可能够经由蓝牙低能量与移动电话通信以便向用户给出心率、心率变化及 / 或紧张的实时反馈。此些生物计量监视装置可训练或准许用户以缓解紧张的特定方式(例如,通过进行缓慢的深呼吸)呼吸的

“时刻”。紧张可经量化或经由心率、心率变化、皮肤温度、运动活动数据及 / 或皮肤电响应的改变来加以评估。

[0308] 生物计量监视装置的一些实施例可经由一或多个本地或远程输入方法从用户接收输入。本地用户输入的一个此种实施例可使用一传感器或一组传感器来将用户的移动转译成对装置的命令。这些运动可包含但不限于触按、转动手腕、弯曲一或多个肌肉,及摆臂。另一用户输入方法可为经由使用按钮,例如但不限于电容式触摸按钮、电容式屏幕按钮及机械按钮。在一个实施例中,用户接口按钮可由金属制成。在其中屏幕使用电容式触摸检测的实施例中,其可始终取样且准备好对任何姿势或输入作出响应而无需介入事件,例如推动物理按钮。这些生物计量监视装置还可经由使用音频命令进行输入。所有这些输入方法可在本地集成到生物计量监视装置中或集成到可经由有线或无线连接与此些生物计量监视装置通信的远程装置中。此外,用户还可能能够经由远程装置操纵生物计量监视装置。在一个实施例中,此远程装置可具有因特网连接性。

#### [0309] 报警器

[0310] 在一些实施例中,本发明的生物计量监视装置可充当手腕安装式振动报警器以安静地将用户从睡眠中唤醒。此些生物计量监视装置可经由心率、心率变化、皮肤电响应、运动感测(例如,加速度计、陀螺仪、磁力计)及皮肤温度中的一者或组合而跟踪用户的睡眠质量、唤醒周期、睡眠延迟、睡眠效率、睡眠阶段(例如,深睡眠与REM),及 / 或其它睡眠相关度量。用户可指定所需报警时间或时间窗(例如,设定报警器在上午7点及上午8点响起)。此些实施例可使用睡眠度量中的一或多个者来确定报警窗内的最佳时间以唤醒用户。在一个实施例中,当振动报警器活动时,用户可通过拍击或触按装置(其例如经由装置中的运动传感器、压力 / 力传感器及 / 或电容性触摸传感器而检测)而致使其退隐或关掉。在一个实施例中,装置可通过在特定用户睡眠阶段处或在报警设定之前的时间开始小振动而试图在睡眠周期中的最佳时刻叫醒用户。其可随着用户朝向觉醒或朝向报警设定进展而逐渐增大振动的强度或明显性。(见,例如,图8)。

[0311] 图8说明实例便携式生物计量监视装置智能报警特征的功能性。生物计量监视装置可能检测可检测用户的睡眠阶段或状态801((例如,浅或深睡眠)的装置或可与所述装置通信。用户可设定其将希望醒来的时间窗802(例如,上午6:15到上午6:45)。智能报警可在804处由用户在报警窗期间进入浅睡眠状态而触发。

[0312] 生物计量监视装置可经配置以允许用户选择或创建其选择的报警振动模式。用户可能“打盹”或延迟报警事件。在一个实施例中,用户可能设定用于“打盹”特征的延迟量:所述延迟为在报警将再次响起之前的时间量。其还可能设定每报警周期可激活打盹特征的次数。举例来说,用户可选择5分钟的打盹延迟及为3的最大连续打盹数目。因此,其可按压打盹3次以在其每次按压打盹以延迟报警时将报警延迟5分钟。在此些实施例中,如果用户尝试按压打盹第四次,打盹功能不会关掉报警。

[0313] 一些生物计量监视装置可具有关于用户的日历及 / 或调度的信息。用户的日历信息可直接键入生物计量监视装置或其可从不同装置(例如智能电话)下载。此信息可用以自动地设定报警或报警特性。举例来说,如果用户在早晨9点要开会,那么生物计量监视装置可自动地在上午7:30唤醒用户以允许用户有足够时间准备及 / 或到达会议。生物计量监视装置可基于用户的当前位置、会议的位置及从用户的当前位置到达会议的位置将花费

的时间量来确定用户准备会议所需的时间量。或者,可使用关于用户到达会议位置及 / 或准备出发前往会议所花费的时间(例如,其在早晨醒来、洗淋浴、吃早餐等所花费的时间)的历史数据来确定何时唤醒用户。类似功能性可用于不同于会议的日历事件,例如进食时间、睡眠时间、小睡时间及锻炼时间。

[0314] 在一些实施例中,生物计量监视装置可使用关于用户想要何时入睡的信息来确定报警应何时响起以唤醒用户。此信息可补充本文所述的日历信息。用户可具有其在每夜或每周所希望的大致睡眠小时数的目标。生物计量监视装置可将早晨报警设定于适当时间以使用户满足这些睡眠目标。除用户在每夜所希望的睡眠时间量之外,用户还可设定的其它睡眠目标可包含但不限于用户在睡眠时经历的深睡眠、REM 睡眠及浅睡眠的量,所有这些可由生物计量监视装置用以确定在早晨何时设定报警。此外,可在夜间提醒用户其何时应上床睡觉以满足其睡眠目标。此外,可在日间提醒用户其何时应小睡以满足其睡眠目标。提醒用户其应小睡的时间可通过优化用户在小睡、后续小睡或夜间睡眠期间的睡眠质量的因素来确定。举例来说,如果用户在清晨小睡,那么用户可能在夜间具有入睡的硬性时间。还可建议用户吃某些食物或饮料或避免某些食物或饮料以优化其睡眠质量。举例来说,可能不鼓励用户在接近其就寝时间时饮酒,因为酒精可能降低其睡眠质量。还可建议用户执行某些活动或避免某些活动以优化其睡眠质量。举例来说,可能鼓励用户在午后进行锻炼以改善其睡眠质量。可能不鼓励用户在接近其就寝时间时进行锻炼或看电视以改善其睡眠质量。

[0315] 与辅助装置的用户接口

[0316] 在一些实施例中,生物计量监视装置可将数据及 / 或命令发射到辅助电子装置及 / 或从辅助电子装置接收数据及 / 或命令。辅助电子装置可直接或间接地与生物计量监视装置通信。直接通信在本文中是指数据在第一装置与辅助装置之间发射而没有任何中间装置。举例来说,两个装置可经由无线连接(例如,蓝牙)或有线连接(例如,USB)彼此通信。间接通信是指数据在第一装置与辅助装置之间借助于一个或多个中间第三装置(其中继所述数据)的发射。第三装置可包含但不限于无线转发器(例如,WiFi 转发器)、计算装置,例如智能电话、膝上型计算机、桌上型或平板计算机、手机塔、计算机服务器及其它联网的电子器件。举例来说,生物计量装置可将数据发送到智能电话,所述智能电话经由蜂窝式网络数据连接将所述数据转发到经由因特网连接到所述蜂窝式网络的服务器。

[0317] 在一些实施例中,充当到生物计量监视装置的用户接口的辅助装置可由智能电话组成。智能电话上的应用程序可促进及 / 或使得智能电话能够充当到生物计量监视装置的用户接口。生物计量监视装置可实时地或在具有某些延迟的情况下将生物计量及其它数据发送到智能电话。智能电话可实时地或在具有某些延迟的情况下将一或多个命令发送到生物计量监视装置以例如指示其将生物计量及其它数据发送到智能电话。举例来说,如果用户在应用程序中进入跟踪跑步的模式,那么智能电话可将命令发送到生物计量装置以指示其实时地发送数据。因此,用户可在其前进时无任何延迟地在其应用程序上跟踪其跑步。

[0318] 此类智能电话可具有一个或多个应用程序以使得用户能够从其生物计量装置检视数据。所述应用程序可在用户启动或打开所述应用程序时默认地打开到“仪表板”页面。在此页面上,可展示例如总步数、所爬楼层数、行进英里数、燃烧的卡路里数、消耗的卡路里数及消耗的水等数据总计的概要。也可展示其它相干信息,例如应用程序从生物计量监视

装置接收数据的最后时间、关于前一夜的睡眠的度量（例如，用户何时入睡、醒来及其睡眠时间），及用户在当天可进食多少卡路里以维持其卡路里目标（例如，实现减肥的卡路里赤字目标）。用户可能选择将这些及其它度量中的哪些展示在仪表板屏幕上。用户可能能够在仪表板上看到前几天的这些及其它度量。其可能通过按压触摸屏上的按钮或图标而接入前几天。或者，例如向左或向右拨动等姿势可使得用户能够导览当前及先前度量。

[0319] 智能电话应用程序还可具有提供用户活动的概要的另一页面。活动可包含但不限于步行、跑步、骑车、烹调、坐着、工作、游泳、出差、举重、上下班及瑜伽。与这些活动相干的度量可呈现在此页面上。举例来说，条形图可展示用户在当天的不同部分所走的步数（例如，每 5 分钟或每 1 小时走了多少步）。在另一实例中，可显示用户在执行某一活动上花费的时间量及在此时间周期中燃烧了多少卡路里。类似于仪表板页面，应用程序可提供导览功能性以允许用户查看过去几天的这些及其它度量。还可由用户选择例如小时、分钟、周、月或年等其它时间周期以使其能够检视在较短或较大时间跨度内其活动的倾向及度量。

[0320] 智能电话应用程序还可具有用以将用户已吃或将吃的食物记入日志的接口。此接口可具有关键字搜索特征以允许用户快速找出其希望键入其日志中的食物。作为搜索食物的替代方案或除此之外，用户可能通过导览菜单或一系列选单而找出要记入日志的食物。举例来说，用户可选择以下系列类别：早餐 / 谷类 / 健康 / 燕麦片以到达其希望记入日志的食物（例如，苹果口味的燕麦片）。在这些菜单中的任一者处，用户可能执行关键字搜索。举例来说，用户可在已选择类别“早餐”之后搜索“燕麦片”以在早餐食物的类别内搜索关键字“燕麦片”。在已选择其将希望记入日志的食物之后，用户可能修改或键入分量大小及营养含量。在已将至少一种食物记入日志之后，应用程序可以某一时间周期（例如，天）显示记入日志的食物的概要及所述食物的营养含量（个别及全部卡路里含量、维生素含量、糖含量，等）。

[0321] 智能电话应用程序还可具有显示关于用户身体的度量（例如，用户的体重、身体脂肪百分比、BMI，及腰围大小）的页面。其可显示展示这些度量中的一者或多者在某一时间周期（例如，两周）内的趋势的一或多个曲线。用户可能选择此时间周期的值并检视先前时间周期（例如，上月）。

[0322] 智能电话应用程序还可具有允许用户键入用户已消耗多少水的页面。每当用户饮用一些水时，其可按其选择的单位（例如，盎司、杯，等）键入所述量。应用程序可显示用户在某一时间周期（例如，一天）内已记入日志的所有水的总量。应用程序可允许用户查看先前记入日志的水条目及前几天以及当天的日总量。

[0323] 智能电话应用程序还可具有显示用户的在线朋友的页面。此“朋友”页面可使得用户能够添加或请求新朋友（例如，通过搜索其姓名或通过其电子邮件地址）。此页面还可显示用户及其朋友的排行榜（leaderboard）。用户及其朋友可基于一或多个度量进行排名。举例来说，用户及其朋友可使用过去七天的总步数进行排名。

[0324] 智能电话应用程序还可具有展示关于用户前夜及 / 或前几夜的睡眠的度量的页面。此页面还可使得用户能够通过指定其何时上床睡觉及其何时醒来而将其过去何时睡觉记入日志。用户还可能关于其睡眠的主观度量（例如，不良的夜间休息、良好的夜间休息、极好的夜间休息，等）。用户可能检视过去今天或时间周期（例如，两周）的这些度量。举例来说，睡眠页面可默认展示用户在最近两周的每一夜的睡眠时间量的条形图。用

户还可能检视用户在最近一月的每一夜的睡眠时间量的条形图。

[0325] 用户还可能经由替代或额外接口接入本文所述的智能电话应用程序的完整能力（例如，能够键入食物日志、检视仪表板，等）。在一个实施例中，此替代接口可由网页组成，所述网页由与生物计量监视装置间接通信的服务器托管。所述网页可经由任何因特网连接装置使用例如网络浏览器等程序接入。

[0326] 无线连接性及数据发射

[0327] 本发明的生物计量监视装置的一些实施例可包含用以从因特网及 / 或其它装置发射及接收信息的无线通信构件。无线通信可由例如蓝牙、ANT、WLAN、电力线联网及手机网络等一或多个接口组成。这些提供为实例，且不应理解为排除其它现有无线通信方法或协议或尚未发明的无线通信技术或协议。

[0328] 无线连接可为双向的。生物计量监视装置可将其数据发射、传达及 / 或推送到其它装置，例如智能电话、计算机，等及 / 或因特网，例如网络服务器等。生物计量监视装置还可从其它装置及 / 或因特网接收、请求及 / 或拉动 (pull) 数据。

[0329] 生物计量监视装置可充当将用于其它装置的通信提供到彼此或提供到因特网的中继器。举例来说，生物计量监视装置可经由 WLAN 连接到因特网并且配备有 ANT 无线电。ANT 装置可与生物计量监视装置通信以经由生物计量监视装置的 WLAN 将其数据发射到因特网（且反之亦然）。作为另一实例，生物计量监视装置可配备有蓝牙。如果具有蓝牙功能的智能电话进入生物计量监视装置的范围，那么生物计量监视装置可经由智能电话的手机网络将数据发射到因特网或从因特网接收数据。来自另一装置的数据还可发射到生物计量监视装置并存储（或反之亦然）或在稍后时间发射。

[0330] 本发明的生物计量监视装置的实施例还可包含用于流式传输或发射网络内容以供在生物计量监视装置上显示的功能性。以下为此内容的典型实例：

[0331] 1. 由装置测量但远程存储的心率及 / 或其它数据的历史曲线

[0332] 2. 由其它装置测量及 / 或远程存储（例如，例如在如 fitbit.com 的网站处）的用户活动及 / 或所消耗食物及 / 或睡眠数据的历史曲线

[0333] 3. 远程存储的其他用户跟踪数据的历史曲线。实例包含心率、血压、动脉硬化、血糖水平、胆固醇、看电视的持续时间、玩视频游戏的持续时间、情绪，等。

[0334] 4. 基于用户的心率、当前体重、体重目标、食物摄入、活动、睡眠及其它数据中的一或多者的训练及 / 或节食数据。

[0335] 5. 朝向心率、体重、活动、睡眠及 / 或其它目标的用户进展。

[0336] 6. 描述前述数据的概要统计、图形、徽章及 / 或度量（例如，“等级”）

[0337] 7. 用户的前述数据与具有类似装置及 / 或跟踪方法的其“朋友”的类似数据之间的比较

[0338] 8. 社交内容，例如推特 (Twitter) 馈送、即时传讯及 / 或脸书 (Facebook) 更新

[0339] 9. 其它在线内容，例如报纸文章、星座、天气报导、RSS 馈送、连环漫画 (comic)、纵横拼字谜、分类广告、股票报导，及网站

[0340] 10. 电子邮件消息及日历计划表

[0341] 可根据不同上下文将内容递送到生物计量监视装置。举例来说，在早晨，可连同用户前夜的睡眠数据显示新闻及天气报导。在晚上，可显示日间活动的每日概述。

[0342] 如本文所揭示的生物计量监视装置的各种实施例还可包含可用以起始其它装置中的功能性的 NFC、RFID 或其它短程无线通信电路。举例来说,生物计量监视装置可配备有 NFC 天线以使得当用户使其与移动电话紧密接近时,应用程序自动地在所述移动电话上启动。

[0343] 提供这些实例用于说明且并不希望限制可由装置发射、接收或显示的数据的范围或可在此传送及显示期间发生的任何中间处理。鉴于本发明 / 应用程序,所属领域的技术人员可设想可流式传输或经由生物计量监视装置传输的数据的许多其它实例。

[0344] 充电及数据发射

[0345] 生物计量监视装置的一些实施例可使用有线连接来为内部可再充电电池充电及 / 或传送数据到例如膝上型计算机或移动电话等主机装置。在类似于本发明中较早论述的实施例的一个实施例中,生物计量监视装置可使用磁体来帮助用户将生物计量监视装置对准底座或缆线。磁体在底座或缆线中的磁场及装置自身中的磁体可有策略地定向以便迫使生物计量监视装置与底座或缆线(或更具体来说,缆线上的连接器)自对准,且提供将生物计量监视装置保持在底座中或保持到缆线的力。磁体还可用作用于充电或数据发射目的的导电接点。在另一实施例中,永磁体可仅用于底座或缆线侧而不用于生物计量监视装置自身。此可在生物计量监视装置使用磁力计的情况下改善生物计量监视装置的性能。如果在生物计量监视装置中存在磁体,那么附近永磁体的强磁场可能使得显著地更难使磁力计准确测量地球的磁场。在这些实施例中,生物计量监视装置可利用二价铁材料代替磁体,且底座或缆线侧上的磁体可附接到二价铁材料。

[0346] 在另一实施例中,生物计量监视装置可在生物计量监视装置主体中含有一或多个电磁体。用于充电及数据发射的充电器或底座也可含有电磁体及 / 或永磁体。生物计量监视装置仅当其接近于充电器或底座时才可接通其电磁体。生物计量监视装置可通过使用磁力计查找充电器或底座中的永磁体的磁场签名而检测与底座或充电器的接近度。或者,生物计量监视装置可通过测量来自充电器或底座的无线信号的接收信号强度指示 (RSSI) 或在一些实施例中通过辨识与所述充电器或底座相关联的 NFC 或 RFID 标记而检测到充电器的接近度。当装置不需要充电、同步或但其已完成同步或充电时,可颠倒电磁体,从而产生从充电缆线或底座排斥所述装置的力。在一些实施例中,充电器或底座可包含电磁体,且可经配置(例如,充电器或底座中的处理器可经由程序指令加以配置)以在连接生物计量监视装置用于充电时接通电磁体(电磁体可通常保持接通以使得放置在充电器上的生物计量监视装置因电磁体而被吸引抵靠充电器,或电磁体可保持关掉直到充电器确定已将生物计量监视装置放置在充电器上,例如经由完成充电电路、辨识出生物计量监视装置中的 NFC 标记等,且接着接通以吸引生物计量监视装置抵靠充电器。在充电完成(或数据传送完成,如果充电器实际上为数据传送托架或组合的充电器 / 数据传送托架)之后,可即刻关掉电磁体(暂时性地或直到再次检测到将生物计量监视装置放置在充电器上),且生物计量监视装置可停止被吸引抵靠充电器。在这些实施例中,可能需要定向生物计量监视装置与充电器之间的接口,使得在不存在由电磁体产生的磁力的情况下,生物计量监视装置将从充电器掉落或以其它方式从充电位置偏移 to 明显不同的位置(以在视觉上向用户指示充电或数据传送完成)。

[0347] 数据传送中的传感器使用

[0348] 在一些实施方案中,生物计量监视装置可包含可在具有不同数据发射速率及不同功率消耗速率的两个或两个以上协议之间切换的通信接口。此切换可由从生物计量监视装置的各种传感器获得的数据驱动。举例来说,如果使用蓝牙,那么通信接口可响应于基于来自生物计量监视装置的传感器的数据做出的确定而在使用蓝牙基本速率 / 增强数据速率 (BR/EDR) 与蓝牙低能量 (BLE) 协议之间切换。举例来说,当来自生物计量监视装置中的加速度计的传感器数据指示佩戴者睡着或以其它方式久坐时,可使用较低功率、较慢的 BLE 协议。相比之下,当来自生物计量监视装置中的加速度计的传感器数据指示佩戴者正到处走动时,可使用较高功率、较快的 BR/EDR 协议。此自适应数据发射技术及功能性进一步论述于 2014 年 3 月 5 日申请的第 61/948,468 号美国临时专利申请案中,所述美国临时专利申请案先前在“对相关申请案的交叉参考”部分中以引用的方式并入本文中且再次特此关于在生物计量监视装置中的自适应数据传送速率处指出的内容而以引用的方式并入。

[0349] 这些通信接口还可充当用于生物计量监视装置的一种形式的传感器。举例来说,无线通信接口可允许生物计量监视装置确定在无线通信接口的范围内的装置的数目及类型。此数据可用于确定生物计量监视装置是否在特定上下文中,例如,在室内、在汽车中,等,且响应于此确定而以各种方式改变其行为。举例来说,如第 61/948,468 号美国临时专利申请案(上文中以引用的方式并入)中所论述,这些上下文可用于驱动用于无线通信的特定无线通信协议的选择。

[0350] 可配置应用程序功能性

[0351] 在一些实施例中,本发明的生物计量监视装置可包含手表样形状因数及 / 或手镯、臂饰或脚镯形状因数,且可编程有提供特定功能性及 / 或显示特定信息的“应用程序”。可通过多种方式包含(但不限于)按压按钮、使用电容性触摸传感器、执行由加速度计检测的姿势、移动到由 GPS 或运动传感器检测的特定位置或区域、压缩生物计量监视装置主体(由此在装置内部产生可由生物计量监视装置内部的高度计检测的压力信号),或将生物计量监视装置放置得接近于一应用程序或一组应用程序相关联的 NFC 标记)来启动或关闭应用程序。还可通过某些环境或生理条件(包括但不限于检测到高心率、使用湿度传感器检测到水(以例如启动游泳应用程序)、某个当日时间(以例如在夜间启动睡眠跟踪应用程序、平面离开或着陆的压力及运动特性的改变以启动及关闭“飞机”模式应用程序)来自动地触发启动或关闭应用程序。还可通过同时满足多个条件来启动或关闭应用程序。举例来说,如果加速度计检测到用户正跑步且用户按压按钮,那么生物计量监视装置可启动步数计应用程序、高度计数据收集应用程序及 / 或显示器。在其中加速度计检测到游泳且用户按压相同按钮的另一情况下,其可启动游泳单程计数应用程序。

[0352] 在一些实施例中,生物计量监视装置可具有可通过启动游泳应用程序而启动的游泳跟踪模式。在此模式中,生物计量监视装置的运动传感器及 / 或磁力计可用于检测泳姿、分类泳姿类型、检测游泳单程,及其它相关度量,例如划动效率、单程时间、速度、距离及卡路里燃烧。由磁力计指示的方向改变可用于检测多种单程转身方法。在优选实施例中,来自运动传感器及 / 或压力传感器的数据可用于检测划动。

[0353] 在另一实施例中,可通过将生物计量监视装置移动得接近位于自行车上、位于自行车的支座上或在与自行车相关联的位置(包括但不限于自行车车架或自行车存放设施)中的 NFC 或 RFID 标记而启动骑车应用程序。例如参见图 10,其中可将无源或有源 NFC 标

签 1002 附加到例如自行车手柄杆 1004 等自行车组件,所述标签可与无线个人生物计量监视装置 1006 通信。所启动的应用程序可使用与通常用以确定包含但不限于燃烧的卡路里、行进距离及获得的海拔的度量的算法不同的算法。还可在检测到无线自行车传感器(包含但不限于车轮传感器、GPS、步调传感器,或功率计)时启动应用程序。生物计量监视装置可接着显示及/或记录来自无线自行车传感器或自行车传感器的数据。

[0354] 额外应用程序包含但不限于可编程或可定制手表面、停止观看、音乐播放器控制器(例如,mp3 播放器、遥控器)、文本消息及/或电子邮件显示器或通知器、导航指南针、自行车计算机显示器(当与单独或集成式 GPS 装置通信、车轮传感器或功率计时)、举重跟踪器、仰卧起坐跟踪器、引体向上跟踪器、阻力训练形式/健身跟踪器、高尔夫摆幅分析器、网球(或其它球拍类运动)摆幅/服务分析器、网球游戏摆幅检测器、棒球摆幅分析器、掷球分析器(例如,足球、棒球)、有组织体育活动强度跟踪器(例如,足球、棒球、篮球、网球、橄榄球)、掷盘分析器、咬食物检测器、打字分析器、倾斜传感器、睡眠质量跟踪器、闹钟、压力计、紧张/放松生物反馈游戏(例如,潜在地结合提供听觉及/或视觉线索以在放松训练中训练用户呼吸的移动电话)、刷牙跟踪器、进食速率跟踪器(例如,计数或跟踪器具进入口中以进行实物摄入的速率及持续时间)、驾驶机动车醉酒或适合性指示器(例如,经由心率、心率变化、皮肤电响应、步态分析、解谜,等等)、过敏跟踪器(例如,使用皮肤电响应、心率、皮肤温度、花粉感测等等(可能结合来自例如因特网的外部季节性过敏原跟踪且可能确定用户对特定形式的过敏原(例如,花粉)的响应,及提醒用户此些过敏原的存在,例如从季节性信息、花粉跟踪数据库,或生物计量监视装置中的或由用户使用的本地环境传感器)、发烧跟踪器(例如,测量发烧、感冒或其它疾病的风险、发作或进展,可能结合季节性数据、疾病数据库、用户位置及/或用户提供的反馈来关于用户评估特定疾病(例如,流感)的扩散,及可能作为响应而指出或建议工作或活动的节制)、电子游戏、咖啡因影响跟踪器(例如,监视例如心率、心率变化、皮肤电响应、皮肤温度、血压、紧张、睡眠及/或在咖啡、茶、能量饮料及/或其它含咖啡因的饮料的摄入或节制的短期或长期响应中的活动)、药物影响跟踪器(例如,类似于先前提及的咖啡因跟踪器但关于其它干预,其是否为医疗或生活方式药物,例如酒精、烟草等)、耐力运动训练(例如,推荐或指出强度、持续时间或跑步/骑车/游泳健身的概况,或建议健身的节制或延迟,根据用户指定的目标,例如马拉松、铁人三项或利用来自例如历史锻炼活动(例如,跑步距离、步幅)、心率、心率变化、健康/疾病/紧张/发烧状态的数据定制的目标)、体重及/或身体组成、血糖、食物摄入或卡路里平衡跟踪器(例如,向用户通知其可消耗多少卡路里以维持或实现某体重)、步数计,及咬指甲检测器。在一些情况下,应用程序可仅依赖于本发明的处理功率及传感器。在其它情况下,应用程序可融合或仅显示来自一外部装置或一组外部装置(包含但不限于心率绑带、GPS 距离跟踪器、身体组成计(body composition scale)、血压监视器、血糖监视器、手表、智能手表、例如智能电话或平板计算机等移动通信装置,或服务器)的信息。

[0355] 在一个实施例中,生物计量监视装置可控制辅助装置上的音乐播放器。可控制的音乐播放器的方面包含但不限于音量、曲目及/或播放列表的选择、快进或后退(skipping forward or backward)、曲目的快速进带或倒带、曲目的速度,及音乐播放器均衡器。可经由用户输入或基于生理、环境或上下文数据自动地控制音乐播放器。举例来说,用户可能通过经由生物计量监视装置上的用户接口选择曲目而选择及播放其智能电话上的曲目。在

另一实例中,生物计量监视装置可基于用户的活动水平(从生物计量监视装置传感器数据计算所述活动水平)自动地选择适当曲目。此可用以帮助激发用户维持某一活动水平。举例来说,如果用户持续跑步且想要将其心率保持在某一范围中,那么生物计量监视装置可播放欢快的或较高速度的曲目(如果用户的心率低于其目标范围)。

[0356] 通过用户的活动触发的自动功能

[0357] 睡眠阶段触发功能性

[0358] 可经由本文所揭示的各种生物计量信号及方法监视睡眠阶段,例如心率、心率变化、体温、身体运动、环境光强度、环境噪声水平等。可使用光学传感器、运动传感器(加速度计、陀螺仪传感器,等)、麦克风及温度计以及(例如)本文中论述的其它传感器来测量这些生物计量。

[0359] 生物计量监视装置还可具有通信模块,包含但不限于 Wi-Fi (802. xx)、蓝牙(经典、低功率)或 NFC。一旦估计出睡眠阶段,即可将睡眠阶段发射到以无线方式连接到具有通信功能的电气设备(通过 Wi-Fi、蓝牙或 NFC)的云系统、家用服务器或主控制单元。或者,生物计量监视装置可与具有通信功能的电气设备直接通信。这些具有通信功能的电气设备可包含例如厨房电气设备,例如微波炉、咖啡研磨机/制作机、烤箱等。

[0360] 一旦睡眠阶段指示接近于用户醒来的时间,生物计量监视装置就可发出触发项到用户已指示应自动操作的电气设备。举例来说,可致使咖啡研磨机及制作机开始制作咖啡,且可使烤箱开始加热面包。还可致使微波炉开始烹调燕麦片或鸡蛋,且电热水壶开始烧水。只要恰当地准备各部分,此自动信号可触发早餐烹调。

[0361] 提醒检测

[0362] 可使提醒(例如低提醒)与人昏昏欲睡相关,还可从上文所列的生物计量检测所述提醒,且所述提醒可用以触发例如咖啡制作机等电气设备开始自动地冲泡咖啡。

[0363] 水合作用

[0364] 便携式生物计量监视装置结合活动水平跟踪器可将用户的活动水平直接提交到云系统、家用服务器、主控制单元或电气设备。此可触发电气设备的一些动作,尤其与水合作用有关的动作,例如开始冰箱的冰块制作,或降低净水器的操作温度。

[0365] 功率节省

[0366] 许多电气设备通常以消耗功率的低功率功率闲置操作。使用用户的生物计量信号的聚合信息,可致使具有通信功能的电气设备进入超低功率模式。举例来说,在用户睡着或外出工作时,家中的饮水机可自身关闭到超低功率模式,且一旦预期用户在家中的活动,就可开始冷却/加热水。

[0367] 基于位置及活动的餐馆推荐系统

[0368] 实时生物计量信号及位置信息的聚合可用以产生关于一个或多个用户在给定时间的需要的有根据的推测(例如离子饮料)。组合此推测的需要与关于用户活动水平、活动类型、活动时间及活动持续时间以及用户记入日志的食物摄入数据的历史用户数据,智能电话及/或智能手表上的应用程序可推荐将满足用户的生活方式及当前需要的餐馆。

[0369] 举例来说,刚完成六英里巡回跑的用户可启动此应用程序。应用程序可知晓此人在过去一小时内维持高活动水平,且因而确定所述人可能脱水。从历史用户数据,应用程序还可知晓例如用户的膳食中有过多蔬菜但糖分低。通过考虑用户的当前位置、价格范围及

上文所提及的其它因素的优化算法,应用程序可推荐例如提供冰沙 (smoothie) 的餐馆。

#### [0370] 游泳跟踪

[0371] 在生物计量跟踪装置的一些实施例中,生物计量跟踪可包含游泳算法,其可利用来自一或多个运动传感器、海拔高度传感器(例如,大气压力传感器)、定向传感器(例如,磁力计)、位置服务传感器(例如,GPS、无线三角测量)及/或温度传感器的数据。所述传感器可嵌入安装到例如手腕的单个装置中。在其它实施例中,额外传感器装置可附接到游泳者的前额、头的后部、护目镜、背、髌、肩、大腿、腿及/或脚。

[0372] 游泳锻炼分析的三个潜在功能分量如下:

[0373] • 划动计数检测——提供每单程的划动计数,其中单程定义为从池的一端到相反端的单向通过。

[0374] • 划动类型分类——描述用户的泳姿类型(例如,爬泳、蛙泳、仰泳、蝶泳、侧泳、踩水(kicking without stroke)、直划(body streamline),等),且可为以下各者中的任一者或组合:

[0375] a. 用户采用的每一划动的分类

[0376] b. 每个完整单程使用的主要划动类型的分类。

[0377] c. 每个分数单程(例如,二分之一单程的自由泳、二分之一单程的蛙泳)使用的划动类型的分类

[0378] • 单程计数——对用户穿过的单程进行计数。确定单程的一个方法是通过检测用户何时在池中转身。

[0379] 转身定义为前进方向的180度改变。在检测到转身时,可推断单程的开始及结束。在再次开始游泳之前在池中的一点处(通常在一端或其它处)暂停(在某一时间周期内无运动)也认为是转身,只要随后的前进方向与暂停之前的前进方向相反即可。

[0380] 在一些实施例中,可以众多方式组合这些功能分量。

#### [0381] 算法结构

[0382] 可依次、并行或以混合次序(一些顺序框及一些并行框的组合)执行游泳锻炼分析的所述三个功能分量。

#### [0383] 顺序方法(见图15A)

[0384] 在一个实施例中,可首先通过划动检测器算法分析原始及/或经预处理的传感器信号。划动检测器算法可使用运动传感器(例如,加速度计、陀螺仪)中的时间峰值(局部最大值及/或局部最小值)作为已采取划动的指示。接着,还可应用一或多个试探性规则以移除并不表示划动的峰值。举例来说,峰值的量值、两个邻近峰值的时间距离、峰值到峰值振幅及/或峰值的形态特性(例如,清晰度)可指示某些峰值并不表示划动。当传感器提供一维以上的数据(例如3轴加速度计,或3轴运动传感器+高度计(总计4轴数据))时,可考虑所有轴上的峰值的时序及相关大小以确定所述轴中的一或多者上的峰值是否是由划动产生。

[0385] 如果观测到表示划动的单个峰值或来自表示划动的多个数据轴的一群峰值,那么可从检测到先前峰值与检测到当前峰值之间的时间获得的数据区段提取特征。特征包含但不限于最大及最小值、区段中的波纹数目、在各种度量中测量的功率(例如,L1功率及L2功率、标准差、平均数),等。所提取的特征可接着经受机器学习系统,其中离线计算系统系

数（监督学习）或在用户使用生物计量监视装置时调适系统系数（无监督学习）。机器学习系统可接着针对每一检测到的划动返回划动分类。

[0386] 转身检测器算法可通过计算导数、移动平均及 / 或使用对传感器（所述传感器包含但不限于本发明中所列的那些传感器）的信号的高通滤波来搜索运动中的突然改变。还可及 / 或替代地对信号执行主要分量分析 (PCA)。如果一个主要分量不同于下一个, 那么可确定转身发生。例如快速傅立叶变换 (FFT) 等变换的整个或部分系数也可用作特征。还可使用例如自我回归 (AR) 模型等参数模型。可接着使用线性预测分析 (LPA)、最小均方滤波 (LMS)、递归最小平方滤波 (RLS) 及 / 或卡尔曼滤波估计时变模型参数。接着比较估计的模型参数以确定其值中是否存在突然改变。

[0387] 在一个实施例中, 游泳者的技巧水平及 / 或游泳样式（例如, 速度）可从传感器数据加以推断, 且接着用于转身检测。举例来说, 高级游泳者通常具有更有力的划动（即, 大的加速度计峰值量值）, 且采用较少划动来完成一次单程。因此, 估计游泳者的技巧水平或特性的度量可用于转身检测算法。这些度量在运动信号中可包含但不限于平均运动信号或集成运动信号, 明确地说, 高级游泳者的臂移动、估计前进速度及检测模式。还可经由用户输入来确定游泳者的技巧水平或其它特性。举例来说, 用户可输入其为高级、中级或初学者游泳者。

[0388] 来自这些分析的一个或许多（组合）特征可用以检测给定数据样本及 / 或相邻数据样本是否具有转身特性。为获得特征与决策边界的最佳组合, 可以利用机器学习技术, 例如逻辑回归、决策树、神经网络, 等。

[0389] 在一些实施例中, 如果检测到转身, 那么游泳数据可从概述先前转身起自然增加, 例如划动的数目、用于每一划动及用于单程的划动类型、分段时间, 等。如果未检测到转身, 那么可更新划动计数器及类型。除非用户停止游泳, 否则算法可回到划动计数检测。

[0390] 并行方法（见图 15B）

[0391] 在并行方法中, 可并行地执行三个功能组件中的一些或全部。举例来说, 可联合地执行划动类型检测及转身检测, 而独立地运行划动计数检测。

[0392] 在此些实施例中, 可在同时检测划动类型及转身的单个算法中实施两个功能组件: 划动类型及转身检测。举例来说, 泳姿类型（例如, 检测自由泳、蛙泳、仰泳、蝶泳的移动分析）及转身类型（例如, 滚翻转身 (tumble turn)、前滚翻转身 (flip turn)、两手触摸）的分类器可返回所检测到的划动类型或所检测到的转身类型。在检测期间, 可提取时间以及频谱特征。移动窗口可首先应用于多个数据轴。可接着计算此窗口区段的统计量, 即, 最大及最小值、区段中的波纹的数目、在各种度量中测量的功率（例如, L1 功率及 L2 功率、标准偏差、平均数）。可同样应用独立分量分析 (ICA) 及 / 或主要分量分析 (PCA) 以发现更好地表示转身类型及划动类型特性的任何隐藏信号。可接着从此（潜在地改善的）信号表示计算时间特征。对于时间特征, 可应用各种非参数滤波方案、低通滤波、带通滤波、高通滤波来增强所需信号特性。

[0393] 还可将例如 FFT、小波变换、希尔伯特 (Hilbert) 变换等频谱分析应用于此经开窗区段。整个或部分变换系数可选择为特征。可使用例如 AR、移动平均 (MA) 或 ARMA（自我回归及移动平均）模型的参数模型, 且可经由自相关及 / 或部分自相关或 LPA、LMS、RLS 或卡尔曼滤波器发现此类模型的参数。所估计系数的全部或部分可用作特征。

[0394] 不同长度的移动平均窗可并行运行,且提供上文所列的特征,且还可将所述特征的全部或部分用作特征。

[0395] 可接着将机器学习系数(监督学习)应用于这些所提取特征。可训练且接着使用一或多个机器学习技术,即二项式线性判别分析的多个层(例如,逻辑回归)、多项式逻辑回归、神经网络、决策树/森林或支持向量机。

[0396] 随着所关注的窗移动,可提取特征,且这些新提取的特征将经由机器学习系统返回划动类型或检测到的转身。

[0397] 划动检测器算法可独立于划动类型及转身检测而并行运行。可通过试探性规则检测及选择原始或经预滤波传感器信号的时间峰值。

[0398] 在算法的概括阶段(在所述阶段中,可确定、显示及/或存储关于游泳的度量),可将后处理应用于所述序列划动类型及转身检测。如果以某一置信度确认转身,那么可连同所检测到的划动计数概括来自先前转身的游泳度量数据。如果未确认转身,那么移动平均窗可继续进行。直到用户停止游泳,算法可继续更新关于用户的锻炼的游泳度量,包括但不限于转身的总数、单程的总数、划动的总数、每单程的平均划动数、最后一个单程中的划动数目、每单程划动数目的改变,等。

[0399] 混合方法(见图 15C 及 15D)

[0400] 在混合方法中,可并行地运行划动类型及划动计数检测,随后是转身检测。

[0401] 划动类型检测可经由机器学习的系数而返回划动类型。第一移动窗口可取的传感器信号的片段。随后可提取特征,或者是本文中所列举的移动窗口特征的整个特征或者是子集。随后可将机器学习系数、训练的离线应用于所述特征以确定哪一划动类型产生传感器信号的给定片段。

[0402] 划动计数检测可连同划动类型检测一起同时地运行。

[0403] 一旦检测到划动类型及计数,可用所列举的整个特征或特征的子集来执行转身检测。

[0404] 如果检测到转身,那么可将一圈的完成记录在用户的游泳总结度量中。可将后过程应用于检测到的划动类型以确定所完成的圈的最突出的划动类型。随后算法可移动到划动类型及计数检测阶段,除非用户停止游泳。如果未检测到转身,那么所述算法可继续更新当前圈的划动类型及计数,直到检测到转身为止。

[0405] 血糖水平及心率

[0406] 连续地测量生物计量信号的生物计量监视装置可提供关于疾病的病前状况、进展以及恢复的有意义信息。这些生物计量监视装置可具有传感器且相应地运行算法以测量并计算生物计量信号,例如心率、心率可变性、所进行的步数、所燃烧的卡路里、所行进的距离、体重及身体脂肪、活动强度、活动持续时间及频率等。除了所测量的生物计量信号之外,可使用由用户提供的食物摄入记录。

[0407] 在一个实施例中,生物计量监视装置可观测心率及其随着时间的改变,尤其在食物摄入事件之前及之后。已知心率受血糖水平影响,而众所周知的是,高血糖水平是糖尿病前期状况。因此,可经由统计回归来找出描述所逝去的时间(在食物摄入之后)与血糖水平之间的关系的数学模型,其中从正常情况、糖尿病前期及糖尿病个体收集数据以提供相应的数学模型。通过所述数学模型,可以预测具有特定心率模式的个体是否健康、糖尿病前

期或患有糖尿病。

[0408] 知晓了与糖尿病前期或糖尿病状况相关联的许多心力衰竭,有可能进一步基于用户的生物计量数据向生物计量监视装置的用户告知这些风险的可能的的心力衰竭,例如冠心病、脑血管疾病及周围血管疾病等。

[0409] 还可以在形成数学模型时使用所推荐的锻炼方针(例如,由美国心脏协会提供的方针(<http://www.heart.org/>))考虑用户的活动强度、类型、持续时间及频率,以作为控制疾病的发作的“概率”的自变量。关于营养及体重管理的许多方针也可用于学术且用于一般公众以预防心血管疾病及糖尿病。可将这些方针与随着时间积累的用户数据一起并入到数学模型中,所述用户数据例如为用户消耗的食物成分以及体重及身体肥胖趋势。

[0410] 如果用户已在存储并显示生物计量数据的社交网站将其家庭成员设定为其朋友,那么还可分析家庭成员取得疾病的可能性且向用户告知结果。

[0411] 除了向用户告知疾病的潜在发展之外,可将包含锻炼制度以及具有较健康的成分及传播方法的菜谱的所推荐的生活方式提供给用户。

[0412] 杂货店购物、烹饪及食物记录的统一

[0413] 杂货店组织及菜谱辨识系统

[0414] 来自杂货店购物的收据可含有丰富的信息,尤其关于个体的饮食习惯。举例来说,在此处呈现将来自杂货店收据的信息与如由生物计量监视装置收集的个体的生物计量数据进行组合的新颖系统。所述系统可收集且分析关于个体的数据(信息),且可随后推荐可改变个体的生活方式以便改善他们的健康状态的选项。此系统的实施可涉及云计算、用于感测及接口的硬件平台开发以及移动/网站开发。

[0415] 在一个实施例中,当用户在杂货店结帐时,可将杂货店列表(如从收据或者(例如)从电子邮件收据或发票获得)自动地发射到远程数据库(例如,云服务器),所述远程数据库也可存储用户的生物计量数据。当用户到家且在他们的冰箱及/或食品室中组织项目时,他们的智能电话/手表上的应用可基于关于食品项目的历史数据而推荐丢弃食品室或冰箱里的哪些项目(例如,如果食品项目过期或可能变质)。指示食品已过期或者应在短期内消耗掉以避免腐败的提醒可独立于此类互动被自动地发送到用户。举例来说,每当已满足某一阈值时(例如,在牛奶将过期的两天内),便可将这些提醒发出到用户。还可通过除了通过智能电话/手表之外的手段将提醒发送到用户。举例来说,可通过网络接口、通过电子邮件、通过膝上型计算机上、平板计算机、桌上型计算机,或与维持且/或分析食品数据库的计算机直接或间接通信的任何其它电子装置上的提醒将所述提醒呈现给用户。

[0416] 通过使用食品项目的经更新列表且基于用户的历史食品消耗数据,所述应用可将菜谱推荐给用户。在一个实施例中,可向使用应该先吃的项目(例如,在其过期、变质或变得比其它成分不新鲜之前)的菜谱给予优先级。为了推荐营养上平衡、正确分配且根据用户的活动而裁定的最佳菜谱,所述应用还可也分析用户的活动数据。举例来说,如果用户在早晨举重,那么可推荐高蛋白质膳食。在另一实例中,如果用户不是非常活动,那么可减小菜谱的大小以降低最终膳食含有的卡路里的数目。

[0417] 应注意,可将这些策略应用于共享相同的食品及/或膳食的多个用户。举例来说,可为一家人创建组合的食品数据库,使得如果家庭中的一个成员从杂货店取得鸡蛋且家庭中的另一成员取得牛奶,那么鸡蛋及牛奶两者将在食品数据库中表示。类似地,营养偏好

(例如,素食者、对某些食品过敏等)、活动、基础代谢率以及总卡路里燃烧可用于形成对准备及 / 或购买什么食品 / 菜谱的推荐。

[0418] 包含(但不限于)心率及心率可变性的生物计量信号可提供对疾病的预先状况的指示。此信息可用于推荐用户购买、消耗及 / 或准备特定食品,以便降低其患其具有预先状况的疾病的风险。举例来说,如果用户具有心脏问题的预先状况,那么其可推荐他们购买更多的蔬菜、消耗较少的含脂肪食品,且以需要较少油的方法(例如,不深度油炸)制备食品。

[0419] 控制“智能家电”

[0420] 在另一实施例中,各种家电可全部具备 wi-Fi 功能,且可与服务器通信。由于应用(其可经由(例如)云或因特网而连接到所述家电)可能知晓冰箱含有哪些食品项目,所以所述应用可与冰箱通信以依据食品项目来降低或升高冰箱的温度。举例来说,如果许多食品项目对寒冷更敏感,例如蔬菜,那么可指令冰箱升高温度。所述应用还可也经由蓝牙、BTLE 或 NFC 与冰箱直接通信。

[0421] 食品记录

[0422] 所述应用还可基于杂货店购物列表(其可(例如)为在所述应用内维持的列表)以及所述应用推荐的食品菜谱而提供记录为用户的的食品的项目。在预先烹饪的膳食(例如,冷冻餐)或在吃之前不需要任何进一步处理的农产品的情况下,用户可简单地输入他们的饭菜大小(或在用户在吃整个膳食的情况下,用户可能不需要输入饭菜大小)且随后将完成食品记录。由于杂货店列表或菜谱提供了某些食品的确切品牌及标记,所以可将更准确的营养信息记录到用户的账户中。

[0423] 当用户记录正通过遵照应用所建议的菜谱而烹饪的食品项目时,所述应用可从成分及烹饪程序计算营养信息。此可提供比终端产品 / 膳食的简单组织更准确的对卡路里摄入的估计,因为许多菜谱存在以制备特定类型的食品,例如,可用啤酒、火鸡、猪肉等来制成意大利面的肉丸,且所述肉丸可包含不同程度的碳水化合物。

[0424] 使用传感器装置的运动计量获取

[0425] 在一些实施例中,可将传感器安装在例如网球拍等球拍上,从而有助于测量玩家的不同划动。此可适用于大多数(如果不是全部)球拍运动,包含(但不限于)网球、短网拍墙球、壁球、乒乓球、羽毛球、长曲棍球等,以及如棒球、垒球、板球等用球棒玩的运动。还可使用类似的技术来测量高尔夫的不同方面。此类装置可安装在球拍的底部上、手柄上或者通常安装在细绳上的冲击吸收器上。此装置可具有各种传感器,比如加速度计、陀螺仪、磁力计、应变传感器及 / 或麦克风。来自这些传感器的数据可在本地存储或无线地发射到智能电话上的主机系统或其它无线接收器。

[0426] 在生物计量监视装置的一些实施例中,包含加速度计、陀螺仪、磁力计、麦克风等的手腕安装式生物计量监视装置可执行对用户的游戏或运动的类似分析。此生物计量监视装置可采取佩戴在用户的手腕上的手表或其它带子的形式。可使用测量或检测球棒或球拍与球之间的撞击时刻且将此数据无线地发射到手腕安装式生物计量监视装置的球拍或球棒安装式传感器可用于通过准确地测量与球的撞击时间来提高此些算法的准确度。

[0427] 手腕及球拍 / 球棒安装式装置可有助于测量用户的游戏的不同方面,包含(但不限于)划动类型(正击、反击、发球、斜击)、正击的数目、反击的数目、球旋转方向、上旋、发球百分比、球拍头的角速度、反冲、击打能量、击打一致性等。可使用麦克风或应变传感器作

为加速度计的补充来识别球撞击球拍 / 球棒的时刻。在板球及棒球中,此类装置可测量反冲、撞击时的球棒的角速度、越位对腿侧(棒球)上的击打数目。还可以测量摆动及丢球的数目以及防守对进攻划动的数目。此类装置还可以具有无线发射器以将此统计数据实时地发射到记分板或发射到由观众握住的个别装置。

[0428] 手腕或球拍安装式装置可具有少量的按钮(例如,两个),其可由玩家使用以指示网球何时赢或何时发生非受迫性的失误。此将允许算法计算赢家以及作为正击对反击的非受迫性的失误的分数。所述算法还可跟踪网球中的直接得分的发球对双发失误的数目。如果两个玩家使用此类系统,那么所述系统还可自动地跟踪得分。

[0429] 基于自行车手柄杆的 ECG

[0430] 在生物计量监视装置的一些实施例中,可使用与左手接触的电极以及与右手接触的电极(例如, ECG 心率测量)来监视用户的心率。因为骑自行车需要用户用手接触手柄杆的任一侧,所以此特定活动良好地适合于使用 ECG 技术来跟踪用户心率。通过将电极嵌入在手柄杆或手柄杆握把或线带中,每当用户握住手柄杆时便可测量用户的心率。对于具有握把的自行车(与使用手柄杆线带相反),可将电极并入到可用于取代现有握把(例如,通常为不导电的工厂安装的握把)的特殊握把中。左握把及右握把可电连接到(例如)使用电线来测量 ECG 信号的电子器件。在手柄杆自身导电的情况下,手柄杆可用于将握把中的一者电连接到测量 ECG 信号的电子器件。测量 ECG 信号的电子器件可并入到握把中的一者或两者中。或者,测量 ECG 信号的电子器件可位于单独的外壳中。在一个实施例中,此单独的外壳可安装在自行车手柄杆或柄上。其可具有典型的自行车计算机具有的功能及传感器(例如,速度传感器、步调传感器、GPS 传感器)。其还可具有非典型的传感器,例如风速传感器、GSR 传感器以及加速度计传感器(潜在地也并入到手柄杆中)。此实施例可使用本发明中所描述的技术来计算活动度量,包含(但不限于)卡路里燃烧,且将这些度量发射到二级及三级装置(例如,智能电话及服务器)。

[0431] ECG 的电极可并入到自行车的部分或附件中,而不是并入到握把线带及手柄杆握把中,例如并入到手套、制动盖、制动杠杆,或手柄杆自身中。可使用这些电极或额外的电极来测量 GSR、身体脂肪及水合作用以作为心率的补充或替代。在一个实例中,可使用缝在手柄杆上所安装的握把线带中的导电细丝(用作 ECG 电极)来测量用户的心率。握把线带电极可连接到中央自行车计算机单元,所述中央自行车计算机单元含有电子器件来测量 GSR、水合作用及 / 或心率。生物计量监视装置可在显示器上显示此信息。如果用户的水合作用或心率超过某一阈值,那么可提醒用户饮用更多、饮用更少、增加强度或减小强度。在自行车计算机仅测量 GSR、水合作用或心率中的一者或两者的情况下,可使用算法来估计无法直接测量的度量。举例来说,如果生物计量监视装置仅可测量心率以及锻炼持续时间,那么可使用心率及锻炼持续时间的组合来估计水合作用且在用户应该饮水时提醒用户。类似地,可使用心率及锻炼持续时间以在用户应该吃或喝除了水之外的东西(例如,运动饮料)时提醒用户。

[0432] 间接度量估计

[0433] 自行车计算机通常测量多种度量,包含(但不限于)速度、步调、动力及风速。在便携式监视装置不测量这些度量或不与可能供应这些度量的装置通信的情况下,可使用所述便携式生物计量监视装置具有的传感器来推断这些及其它度量。在一个实施例中,所

述便携式生物计量监视装置可测量心率。其可使用此测量值来推断 / 估计用户正输出的动力。例如用户的年龄、高度以及体重等其它度量可有助于告知动力测量值。例如 GPS 测量的速度、海拔增加 / 降低、自行车姿势（以便测量斜坡的倾斜或斜度），以及加速度计信号等额外的传感器数据可用于进一步告知动力估计。在一个实施例中，可使用心率与动力输出之间的近似线性的关系来计算用户的动力输出。

[0434] 在一个实施例中，在用户从便携式生物计量监视装置以及可在校准期间用作基线但在稍后时间不使用的二级装置取得数据的情况下，可发生校准阶段（例如，功率计）。此可允许确定由便携式监视装置测量的传感器数据与由二级装置测量的传感器数据之间的关系。随后当不存在二级装置来计算由二级装置但未由生物计量监视装置明确提供的数据的估计值时，可使用此关系。

[0435] 基于活动的自动调度

[0436] 在一个实施例中，可基于用户的日历（或电子邮件或文本消息）中的信息来为用户调度每天的行进要求（上班，下班、在会议之间），目标是满足日常活动目标或长期活动目标。可使用用户的历史数据来帮助计划满足目标以及还有所需的通行时间两者。此特征可与朋友或同事组合。所述调度可如此完成，使得用户可在其步行上班的路上会见朋友，或者在那条路上会见同事进行会议（但用户可能需要设定集合点）。如果在用户的生物计量监视装置与用户的朋友之间存在实时通信，如果来自朋友的生物计量监视装置的数据指示他们的朋友跑得较晚，那么可引导用户步行更长的路线。

[0437] 在另一实施例中，可（全部或部分）基于用户与用户的接近度来向用户建议步行 / 跑步 / 健康路线。用于这些推荐的数据还可或额外地基于来自其他用户的 GPS 信息。如果存在实时通信，那么可将用户引导到偏好的繁忙路线或安静路线。知晓了关于其他用户的心率及基本健康信息可允许系统建议一条路线来匹配用户的健康水平及所要的锻炼 / 努力水平。此信息可再次用于向用户规划 / 导引更长期的活动 / 健康目标。

[0438] 位置 / 背景感测及应用

[0439] 通过一或多个方法，本文中所揭示的生物计量监视装置的实施例具有可确定或估计生物计量监视装置的位置或背景（例如，在公交车中，在家中、在汽车中）的传感器。可使用专用位置传感器，例如 GPS、GLONASS 或其它 GNSS（全球导航卫星系统）传感器。或者，可使用较低精度的传感器来推断、估计或猜测位置。在其中难以知晓用户的位置的一些实施例中，用户输入可辅助确定用户的位置及 / 或背景。举例来说，如果传感器数据使得难以确定用户是在汽车中还是公交车中，那么生物计量监视装置或与生物计量监视装置通信的便携式电子装置或与生物计量监视装置通信的云服务器可向用户呈现询问，从而问用户他们今天是乘公交车还是乘汽车。可针对除了车辆背景之外的位置进行类似询问。举例来说，如果传感器数据指示用户完成了剧烈运动，但不存在指示用户去往健身馆的位置数据，那么可问用户他们今天是否去了健身馆。

[0440] 车辆运输检测

[0441] 在一些实施例中，可使用生物计量监视装置的传感器和 / 或与生物计量监视装置通信的便携式电子装置和 / 或与生物计量监视装置通信的云服务器来确定用户正在或曾在什么类型的车辆（如果有）中。应注意，在以下实施例中，在一或多个生物计量监视装置通信和 / 或便携式电子装置中的传感器可用于感测相干信号。还应注意，可在以下描述中

使用例如 WiFi 或蓝牙等特定网络协议,还可使用例如 RFID、NFC 或蜂窝式电话等一或多个替代性协议。

[0442] 在一个实施例中,可使用对与车辆相关联的蓝牙装置的检测来推断用户在车辆中。举例来说,用户可具有拥有蓝牙多媒体系统的汽车。当用户与他们的汽车靠得足够近并持续足够长的时间周期时,传感器装置可辨识多媒体系统的蓝牙识别且假设用户在汽车中。可使用来自其它传感器的数据来确证用户在车辆中的假设。可使用来自其它传感器的数据或信号来确认用户在汽车中的实例包含高于 30mph 的 GPS 速度测量值以及作为在汽车中的特性的加速度计信号。蓝牙 ID 固有的信息可用于确定其为车辆的 Wi-Fi 路由器或车辆类型。举例来说,汽车中的路由器的蓝牙 ID 可为“奥迪车内多媒体”。关键字“奥迪”或“车”可用于猜测路由器与车辆类型“汽车”相关联。或者,可使用蓝牙 ID 及其相关联的车辆的数据库。

[0443] 在一个实施例中,可通过生物计量监视装置的用户或通过便携式通信装置数据来创建或更新蓝牙 ID 及其相关联的车辆的数据库。此可在用户输入的辅助下且 / 或在没有用户输入的辅助下完成。在一个实施例中,如果生物计量监视装置可确定其是否在车辆中、车辆类型或特定车辆而不使用蓝牙 ID 且其遇到与车辆一起移动的蓝牙 ID,那么其可将蓝牙 ID 和关于车辆的信息发送到中央数据库以被按目录分类为与车辆对应的蓝牙 ID。或者,如果用户在先前时间点输入关于他们在或曾在其中的车辆的信息且存在在用户指示他们曾在所述车辆中的时间期间或接近所述时间时遇到的蓝牙 ID,那么可将蓝牙 ID 和车辆信息发送到中央数据库且彼此相关联。

[0444] 在另一实施例中,可使用对与车辆相关联的 Wi-Fi 装置的检测来推断用户在那个车辆中或车辆类型。一些火车、公交车、飞机、汽车以及其它车辆在其中具有 Wi-Fi 路由器。可检测且使用路由器的 SSID 来推断或辅助推断用户在特定车辆中或车辆类型。

[0445] 在一个实施例中,可用生物计量监视装置的用户或通过便携式通信装置数据来创建或更新 SSID 及其相关联的车辆的数据库。此可在用户输入的辅助下且 / 或在没有用户输入的辅助下完成。在一个实施例中,如果生物计量监视装置可确定其是否在车辆中、车辆类型或特定车辆而不使用 SSID 且其遇到与车辆一起移动的 SSID,那么生物计量监视装置可将 SSID 和关于车辆的信息发送到中央数据库以被按目录分类为与车辆对应的 SSID。或者,如果用户在先前时间点输入关于他们在或曾在其中的车辆的信息且存在在用户指示他们曾在所述车辆中的时间期间或接近所述时间时遇到的 SSID,那么可将 SSID 和车辆信息发送到中央数据库且彼此相关联。

[0446] 在生物计量监视装置的另一实施例中,可使用位置传感器来确定用户的轨迹。随后可将此轨迹与用于不同通行模式的路线的数据库进行比较。通行模式可包含(但不限于)步行、跑步、骑自行车、开车、乘公交车、乘火车、乘有轨电车、乘地铁,和 / 或骑摩托车。如果用户的轨迹与特定通行模式的路线良好对应,那么可假设用户在穿越所述路线所花费的时间周期期间曾使用所述通行模式。应注意,完成路线或路线的区段的速度可改善对通行模式的猜测。举例来说,公交车和汽车两者都可能采用相同路线,但公交车在公交站处的额外停靠可允许装置确定用户曾乘公交车而不是汽车。类似地,骑自行车与开车经过一条路线之间的区分可通过所述两者之间的速度的典型差异来辅助。此速度差异还可取决于日时。举例来说,一些路线在高峰期期间可由于汽车而更慢。

[0447] 在另一实施例中,生物计量监视装置可能够基于车辆的磁场的测量来检测用户在车辆中或在车辆附近。在一些实施例中,还可使用通常与车辆相关联的位置(例如,火车站、地铁站、公交车站、车库)的磁场签名来推断用户当前在、将在或已在车辆中。磁场签名可为非时变的或时变的。

[0448] 如果确定用户曾实际上在一段时间周期内在车辆中,那么可修改关于用户的其它度量以反映状态。在生物计量监视装置和/或便携式电子装置可测量例如所进行的步数、所行走或跑动的距离、所攀登的海拔和/或所燃烧的卡路里等活动度量的情况下,可基于关于车辆行进的信息来修改这些度量。如果在用户在车辆中期间任何所进行的步数或所攀登的海拔被不正确地记录,那么可从关于用户的度量的记录将其移除。还可从关于用户的度量的记录移除从不正确地记录的所进行的步数或所攀登的海拔导出的度量,例如所行走的距离和所燃烧的卡路里。在可实时地或准实时地确定用户是否在车辆中的情况下,可关闭检测不应在车辆中时测量的度量(例如,所进行的步数或所攀登的楼梯)的传感器,或者可关闭用于测量这些度量的算法,从而防止不正确地记录的度量(以及节省电力)。应注意,可记录关于车辆使用的度量(例如,所乘的车辆类型,乘的时间、采取哪条路线,以及旅程花费多长时间)且在稍后用于向用户呈现此数据且/或校正关于用户的其它活动和生理度量。

[0449] 使用蓝牙的位置感测

[0450] 生物计量监视装置还可使用类似于上文所描述的方法的方法来确定用户何时接近静态位置。在一个实施例中,来自餐馆或商店处的计算机(例如,平板计算机)的蓝牙 ID 可用于确定用户的位置。在另一实施例中,可使用来自便携式通信装置(例如,智能电话)的半固定蓝牙 ID 来确定用户的位置。在半固定蓝牙 ID 源的情况下,可能需要多个蓝牙 ID 来达到用户的位置的可接受的置信度水平。举例来说,可创建用户的同事的蓝牙 ID 的数据库。如果用户在典型的工作时间期间位于这些蓝牙 ID 中的若干者的范围内,那么可假设用户在工作。还可使用对其它蓝牙 ID 的检测来记录两个用户何时偶遇。举例来说,可通过分析计步器数据和蓝牙 ID 而确定用户与另一用户一起出去跑步。类似的此些概念在 2014 年 3 月 5 日申请的第 61/948,468 号美国临时专利申请案中进一步详细地论述,且先前关于此些概念以引用的方式并入。

[0451] 基于位置的 GPS 的不确定度量

[0452] 当将传感器信号与 GPS 信号融合以估计信息性生物计量(例如,步数、生活步伐、速度,或旅程的轨线)时, GPS 信号的质量常常非常具信息性。然而,已知 GPS 信号质量是时变的,且影响信号质量的因素中的一者是周围环境。

[0453] 可使用位置信息来估计 GPS 信号质量。服务器可存储区域类型的地图,其中通过恶化 GPS 信号的物体的数目和种类来预先确定区域类型。所述类型可例如为:大型建筑物区域、小型建筑物区域、开放区域、靠水区域以及森林区域。当 GPS 传感器开启时,可以其前数个位置估计(其预期较粗略且不正确)来询问这些区域类型。通过位置的粗略 GPS 估计,可返回可能的区域类型,且可随后在计算 GPS 信号质量和可靠性时考虑这些区域类型。

[0454] 举例来说,如果用户在城市峡谷(被高建筑物环绕的区域)(例如,旧金山市区)中或附近,那么低确定性可能与任何 GNSS 位置测量相关联。此确定性可稍后由尝试至少部分基于 GPS 数据来确定用户的轨迹、速度和/或高程的算法使用。

[0455] 在一个实施例中,可使用来自一或多个 GNSS 传感器的数据自动地创建位置和 GPS 信号质量的数据库。通过将 GNSS 轨迹与街道地图进行比较且查看 GNSS 传感器何时展示用户沿着街道行进(例如,具有 10mph 或更高的速度)但其轨迹不位于道路上的特性,而自动地执行此比较。还可从展示其中存在高建筑物、峡谷或密集森林的地图来推断基于近似位置的 GPS 确定性的数据库。

[0456] 使用车辆 GNSS 和 / 或航位推测法的位置感测

[0457] 许多车辆具有集成式 GNSS 导航系统。不具有集成式 GNSS 导航系统的车辆的用户常常为他们的汽车购买 GNSS 导航系统,所述 GNSS 导航系统通常被非永久地安装在驾驶者的视野内。在一个实施例中,便携式生物计量监视装置可能与车辆的 GNSS 系统通信。在其中便携式生物计量监视装置也用于跟踪位置的情况下,其可从车辆 GNSS 接收位置信息。其可使生物计量监视装置能够关闭其自身的 GNSS 传感器(在其具有所述传感器的情况下),因此减少其电力消耗。

[0458] 除了 GNSS 位置检测之外,车辆可能发射关于其方向盘定向和 / 或其相对于地球磁场的定向的数据,以作为如使用轮胎大小和轮胎旋转速度而测量的其速度的补充。此信息可用于在车辆不具有 GNSS 系统或车辆的 GNSS 系统无法取得可靠的位置测量的情况下执行航位推测法以确定轨迹和 / 或位置。航位推测的位置信息可补充来自生物计量监视装置的 GNSS 传感器数据。举例来说,生物计量监视装置可降低其对 GNSS 数据取样的频率,且在 GNSS 位置数据之间的间隙中填充通过航位推测法确定的位置。

[0459] 与基于卫星的位置确定的步计数器数据融合

[0460] 在生物计量监视装置的一些实施方案中,可将来自各种不同传感器的数据融合在一起以提供关于生物计量监视装置的佩戴者的活动的新洞察。举例来说,来自生物计量监视装置中的高度计的数据可与通过对来自生物计量监视装置的加速度计的加速度计数据执行峰值检测分析而获得的步计数数据进行组合,以确定生物计量监视装置的佩戴者何时(例如)爬楼梯或走上坡(与坐升降机或自动扶梯或走过平坦地面相对)。

[0461] 在传感器数据融合的另一实例中,来自例如上文所论述的步计数器的数据可与从 GPS 数据导出的距离测量值进行组合以提供在给定窗口内行进的总距离的精细估计。举例来说,可使用卡尔曼滤波器将基于 GPS 的距离或速度数据与基于步计数器的距离或速度(使用所进行的步数乘以跨距)进行组合,以便获得精细距离估计,所述精细距离估计可比单独基于 GPS 的距离或速度测量值或基于步计数器的距离或速度测量值更准确。在另一实施方案中,可使用作为如由(例如)加速度计测量的步速率的函数的平滑常数来对基于 GPS 的距离测量值进行滤波。这些实施方案进一步论述于 2014 年 4 月 1 日申请的第 61/973,614 号美国临时专利申请案中,所述申请案先前在本文中以引用的方式并入“对相关申请案的交叉参考”节中,且所述申请案再次在此关于对准使用来自基于卫星的定位系统和步计数器传感器的数据的距离或速度估计精细化的内容而以引用的方式并入。

[0462] 生物计量和环境 / 锻炼性能相关度

[0463] 本文中所描述的便携式监视装置的一些实施例可检测多种数据,包含生物计量数据、环境数据和活动数据。可对所有此数据进行分析或呈现给用户以促进对两种或更多类型的数据之间的相关度的分析。在一个实施例中,用户的心率可与汽车速度、骑自行车速度、跑步速度、游泳速度或步行速度相关。举例来说,可向用户呈现在 X 轴上绘制骑自行车

速度且在 Y 轴上绘制心率的图表。在另一实例中,用户的心率可与用户聆听的音乐相关。生物计量监视装置可通过到汽车收音机的无线连接(例如,蓝牙)来接收关于用户曾聆听什么音乐的数据。在另一实施例中,生物计量监视装置还可自身充当音乐播放器,且因此可记录何时播放哪一首歌曲。

#### [0464] 举重辅助

[0465] 在没有私人教练或合作者的辅助的情况下,可能难以适当地完成举重例程。便携式生物计量监视装置可通过向用户传送他们应上举每一重物多长时间、他们应多快举起重物、他们应多快降低重物以及要执行每一举起的重物的次数,而可辅助用户完成举重例程。生物计量监视装置可使用一或多个 EMG 传感器或应变传感器来测量用户的肌肉收缩。还可通过测量一或多个身体部位的振动(例如,使用加速度计)、一或多个身体部分的汗(例如,使用 GSR 传感器)、旋转(例如,使用陀螺仪),和 / 或一或多个身体部位上的温度传感器,来推断用户的肌肉收缩。或者,传感器可置于举重设备自身上以确定使用何时在举起,以及他们举起或降低的速度、他们举起持续的时间,以及他们已执行举起的重复次数。

[0466] 在一个实施例中,如果生物计量监视装置或举重设备检测到用户正接近他们的失败极限(当用户不再可支撑重物时),那么举重设备可自动地举起重物或防止重物降低。在另一实施例中,与生物计量监视装置或举重设备通信的机械手可自动地举起重物或防止重物降低。此可允许用户将自身推向他们的极限而不需要合作者 / 目击者(用来在失败的情况下举起重物)且没有来自降下重物的受伤风险。

#### [0467] 血糖水平监视辅助

[0468] 在一些实施例中,便携式生物计量监视装置可经配置以辅助需要监视其血糖水平的用户(例如,糖尿病患者)。在一个实施例中,便携式生物计量监视装置可间接地推断用户的血糖水平或与用户的血糖水平相关的度量。可使用除了通常用于监视血糖监视(使用连续的或离散的手指刺破类型的传感器)的传感器之外的传感器作为典型的血糖监视方法的补充或替代或作为其辅助。举例来说,生物计量监视装置可基于从生物计量监视装置上的传感器测量的数据而向用户提醒他们应检查其血糖水平。如果用户已在一定时间量内执行一定类型的活动,那么他们的血糖水平可能已降低,且因此,生物计量监视装置可显示提醒、产生听觉提醒,或振动,从而提醒用户他们的血糖可能较低且他们应使用典型的血糖测量装置(例如,手指刺破类型的血糖监视器)来检查血糖。生物计量监视装置可允许用户输入从血糖计测量的血糖水平。或者,可将血糖测量值自动地发射到生物计量监视装置和 / 或与生物计量监视装置直接或间接通信的第三装置(例如,智能电话或服务器)。此血糖测量值可用于告知由生物计量监视装置使用的算法以确定应何时将下一血糖水平提醒递送到用户。用户还可能将他们吃了、正在吃或者计划吃什么食物输入到生物计量监视装置或与生物计量监视装置直接或间接通信的装置。此信息还可用于确定应何时提醒用户检查他们的血糖水平。还可单独地或组合地使用本文中所描述的其它度量和传感器数据(例如,心率数据)来确定应何时提醒用户检查他们的血糖。

[0469] 除了在应检查血糖水平时进行提醒之外,生物计量监视装置还可显示当前血糖水平的估计。在另一实施例中,可由二级装置(例如,智能电话或服务器)使用来自生物计量监视装置的数据以估计用户的血糖水平和 / 或将此数据呈现给用户(例如,通过在智能电话上、网页上显示所述数据,且 / 或通过经由无线电传送所述数据)。

[0470] 生物计量监视装置还可用于使锻炼、饮食和其它因素与血糖水平相关。此可辅助用户了解这些因素对他们的血糖水平的正面或负面效果。可由用户使用不同的装置（例如，手指刺破型监视器或连续血糖监视器）、通过生物计量监视装置自身，和 / 或通过推断血糖水平或使用其它传感器的与血糖水平相关的度量，来测量与活动相关的血糖水平。在生物计量监视装置的一些实施例中，用户可佩戴连续血糖监视装置和生物计量监视装置。这两个装置可将关于活动和血糖水平的数据自动地上载到第三计算装置（例如，服务器）。服务器可随后分析所述数据且 / 或将所述数据呈现给用户，使得用户更加清楚他们的活动与血糖水平之间的关系。所述服务器还可接收关于用户的饮食的输入（例如，用户可输入他们吃什么食物）且使所述饮食与血糖水平相关。通过帮助用户理解饮食、锻炼和其它因素（例如，紧张）如何影响他们的血糖水平，生物计量监视装置可辅助患有糖尿病的用户。

#### [0471] UV 暴露检测

[0472] 在一个实施例中，生物计量监视装置可能够监视个体到 UV 辐射的暴露。可通过一个或多个传感器测量 UVA 及 UVB。举例来说，具有仅使 UVA 通过的带通滤波器的光电二极管可检测 UVA 暴露，且具有仅使 UVB 通过的带通滤波器的光电二极管可检测 UVB 暴露。还可使用相机或反射计（确定光反射离开皮肤的效率的光发射器及光检测器）来测量用户的皮肤色素沉着。使用 UVA、UVB 及皮肤色素沉着数据，生物计量监视装置可向用户提供关于其已经受的 UV 暴露量的信息。生物计量监视装置还可提供关于到 UV 的过度暴露、晒伤的可能性及增大其皮肤癌风险的可能性的估计或报警。

#### [0473] 使用用户存在传感器的屏幕功率节省

[0474] 便携式生物计量监视装置可具有一或多个显示器以将信息呈现给用户。在一个实施例中，生物计量监视装置上的传感器可确定用户正使用生物计量监视装置及 / 或佩戴生物计量监视装置以确定显示器的状态。举例来说，具有 PPG 传感器的生物计量监视装置可使用 PPG 传感器作为接近度传感器以确定用户何时佩戴生物计量监视装置。如果用户佩戴着生物计量监视装置，那么屏幕的状态（例如，彩色 LCD 屏幕）可从其关掉的典型状态改变到“接通”或“待用”。

#### [0475] 相对于基于卫星的位置确定系统的功率节省

[0476] 在一些实施方案中，包含在生物计量监视装置中的某些系统可能与生物计量监视装置中的其它系统相比消耗相对大量的功率。归因于许多生物计量监视装置的小空间约束，此可严重影响生物计量监视装置的总体电池电荷寿命。举例来说，在一些生物计量监视装置中，可包含基于卫星的位置确定系统。每当使用基于卫星的位置确定系统使用来自 GPS 卫星群落的数据获得定位时，其使用从生物计量监视装置电池汲取的功率。生物计量监视装置可经配置以更改基于卫星的位置确定系统基于来自生物计量监视装置的一或多个传感器的数据获得定位的频率。此自适应定位频率功能性可帮助省电同时仍允许基于卫星的位置确定系统以有用间隔（在适当时）提供定位。

[0477] 举例来说，如果生物计量监视装置具有环境光传感器，那么可使用来自环境光传感器的数据来确定光照条件是否指示生物计量监视装置可能在室内而非在室外。如果在室内，那么生物计量监视装置可致使定位频率设定到低于在光照条件看起来指示生物计量监视装置在室外时可使用的定位频率的水平。此具有减小生物计量监视装置在室内时所尝试的定位次数的效果，且因此不太可能使用基于卫星的位置确定系统获得良好定位。

[0478] 在另一实例中,如果生物计量监视装置的运动传感器指示生物计量监视装置的佩戴者实质上固定不动,例如睡眠或大体不移动大于每分钟几英尺,那么基于卫星的位置确定系统的定位频率可设定到比运动传感器指示生物计量监视装置的佩戴者在运动中(例如,从一个位置步行或跑步到另一位置,例如,移动大于几英尺)的情况低的水平。

[0479] 在又一实例中,生物计量监视装置可经配置以确定生物计量监视装置是否实际上由人佩戴,如果不是,那么生物计量监视装置可将定位频率设定到比生物计量监视装置实际上被佩戴的情况低的水平。可例如在从生物计量监视装置的运动传感器收集的运动数据指示生物计量监视装置实质上固定不动(例如,甚至在表明佩戴者睡眠或久坐的时生物计量监视装置经历小移动时也并非固定不动)时或在例如来自心率传感器的数据指示未检测到心率时进行关于生物计量监视装置是否被佩戴的此些确定。对于光学心率传感器,如果在光源接通及关掉时在光检测传感器检测到的光量中存在极少改变,那么此可指示以下事实:心率传感器未压抵人的皮肤,且推断生物计量监视装置未被佩戴。此自适应基于卫星的位置确定系统定位频率概念更详细地论述于2014年3月18日申请的第61/955,045号美国临时专利申请案中,所述美国临时专利申请案先前在“对相关申请案的交叉参考”部分中以引用的方式并入本文中且再次特此关于在基于卫星的位置确定系统的上下文中的功率节省处指出的内容而以引用的方式并入。

[0480] 应理解,除了包含下文更详细论述的特征之外,生物计量监视装置还可包含上文论述或在以引用方式并入上文论述中的各种申请案中论述的一或多个特征或功能性。此些实施方案应理解为在本发明的范围内。

[0481] 虽然以上论述已集中于在生物计量监视装置中可包含的多种不同系统及功能性,但下文随后的论述更详细地集中于一些特定实施例(其中一些也可能在上文论述)。

#### [0482] 混合角速率传感器

[0483] 如以上部分中的若干部分中所论述,生物计量监视装置可利用某种类型的陀螺仪传感器来获得角运动信息。本发明的以下部分是针对角运动测量系统,其可用以提供此类角运动测量功能性而在一些情况下无需包含陀螺仪传感器。本发明可在例如智能手表、手表、手腕可佩戴的健身、健康或活动监视装置及类似物等手腕可佩戴装置的情境中尤其有用,但本文所揭示的概念可在可分类为“便携式传感器装置”的多种装置上实施,包含游戏控制器、智能电话、智能手表以及上文提到的可佩戴健康或健身监视装置。应理解,下文描述的角运动测量系统可代替陀螺仪传感器使用(或在一些情况下,如下所述,可包含陀螺仪角速率传感器作为角运动测量系统的部分)。

[0484] 本发明认识到虽然例如智能电话中常用的常规陀螺仪传感器提供高质量角运动数据,但陀螺仪传感器以增加的电力消耗的成本进行此操作。这是因为此些角速率传感器(ARS)通常是由某种形式的振荡质量机电系统(MEMS或MEMS装置)提供,其不仅需要电力用于感测目的,而且需要电力来引发(且维持)振荡质量的移动,所述振荡质量的角动量对陀螺仪产生角运动数据的能力是关键。此增加的电力消耗在例如智能电话等装置中不是问题,所述装置 a) 通常具有为电力消耗速率显著大于陀螺仪传感器的电力消耗速率的大量系统服务的大电池容量,所述系统例如显示器、蜂窝式无线电接收器/发射器、有力的主处理器和图形处理器、GPS系统等(因此,陀螺仪传感器的电力使用可为装置的总电力使用的相对低百分比),且 b) 每日或每隔一天频繁地充电。

[0485] 本发明认识到,不管基于 MEMS 的陀螺仪传感器的普及性如何,陀螺仪传感器的电力使用可使得其在一些情况下对于某些电力消耗敏感的情境中的角运动测量为非理想选择。这可尤其应用于可佩戴健康监视装置情境。举例来说,例如由 Fitbit(本申请案的受让人)制造的那些可佩戴健康监视装置常常具有与智能电话相比小得多的形状因数(且因此较小的电池)且可提供与智能电话相比长得多的电池寿命。Fitbit 例如已在过去提供健康监视装置,其以单个电池电荷对于一些装置可操作高达 5 天,对于其它装置可操作高达 7 至 10 天,且对于再其它装置可操作高达两周。此电池电荷寿命可为积极电力管理策略以及电力节约的创造性方法的结果。

[0486] 例如 Flex and One 等过去的 Fitbit 装置并不包含任何角运动测量传感器;当时市场上可用的典型 MEMS 陀螺仪传感器的电流汲取比这些装置全部共同具有的运动测量值传感器(三轴加速度计)的电流汲取高约 200 倍。本发明描述可充当角运动测量系统的替代设计的实施例,其将允许某种形式的角运动测量而不会牺牲不当量的电池电荷寿命。

[0487] 作为此努力的部分,本文所描述的实施例可通过使用并入两个不同的非陀螺仪角运动测量传感器的混合系统而获得跨越高动态范围(例如,0 到 2000+ 度/秒)的可用角运动测量数据。此类实施例可包含多加速度计角速率传感器(MAARS)、加速度计/磁力计角速率传感器(AMARS),以及用于确定这两个 ARS 中的哪一者在任何给定时刻将主动地用以收集数据的逻辑。

[0488] MAARS 是利用两个或两个以上间隔开的加速度计(通常三轴)来测量围绕轴线的角运动的装置(如果使用三轴加速度计,那么可测量围绕所有三个轴线的角运动,但可能需要三个此类三轴加速度计以便获得真实 3D 角旋转数据)。这些系统的基本前提是加速度计在空间中相对于彼此固定且因此提供贯穿刚性主体的多个点处的加速度的点测量值;通过将那些加速度变换为旋转加速度,可确定旋转的角速率。然而,MAARS 装置可存在不影响基于陀螺仪的传感器的弱点——重力。因为在 MAARS 中使用的加速度计由于重力(至少当在地球上使用时)始终暴露于 1g 向下加速度,即具有 1g 偏置,所以此重力偏置可干扰加速度计信号,从而使得难以在低角运动速率(例如,小于约 500 度/秒)下获得可靠的角速率数据。对于高于 500 度/秒的角运动速率,MAARS 可提供相当可靠的角速率数据,因为产生此运动所必需的轴向加速度通常大到足以允许筛除或另外补偿所述 1g 重力偏置。

[0489] 一般来说,MAARS 可包含两个或两个以上三轴加速度计以便跟踪围绕至少两个轴线的旋转。使用仅两个三轴加速度计的 MAARS 可无视于围绕三轴加速度计所定位的轴线的旋转,假定三轴加速度计坐标系具有与所述轴线对准的轴线;在从所述前两个三轴加速度计安放所沿着的轴线离轴的位置处添加第三三轴加速度计可允许确定围绕所述轴线的旋转,在其它位置处添加额外三轴加速度计可实际上提供可变换成角速率数据测量值的点加速度数据的群集,其以添加所述群集的每一额外三轴加速度计增加准确性。

[0490] 相比之下,AMARS 是利用两个不同类型的运动传感器——一或多个加速度计传感器(通常三轴)和一或多个磁力计传感器(也通常三轴)以便提供角速率测量的装置。磁力计型传感器用以提供“水平”角速率信息,即关于 AMARS 围绕垂直轴线的旋转速率的信息(相对于地球表面和磁场评估),且加速度计型传感器用以提供“垂直”角速率信息,例如 AMARS 围绕平行于地面(倾斜)的轴线的旋转速率——在此情境中,在 MAARS 装置中成问题的 1g 重力偏置实际上用作 AMARS 中的参考系(其界定“垂直”全局轴线)且因此并不像其在 MAARS

情境中那样成问题。通过使用这两条角速率信息,可确定围绕三维轴线集合的旋转角速率。然而,AMARS 在超出 500 度 / 秒的角速率下可提供不良性能,因为 1g 重力场在这些角速率下可经历的较高加速度的存在下可变得难以隔离。AMARS 也容易受到例如当在例如建筑物等大金属结构附近时可引起的局部化的磁场失真影响。在此论述的各种类型的 ARS 装置的近似操作范围在图 17 中示意性地指示。

[0491] 实施例可在集成系统中一起使用 MAARS 和 AMARS。为了简明起见,本文不描述 AMARS 和 MAARS 型装置的具体操作。应了解,所属领域的技术人员已知此类装置的操作,例如,用于将由每种类型的 ARS 装置中可使用的加速度计或加速度计和磁力计提供的数据变换为角运动数据的其一般操作原理和技术。

[0492] MAARS 和 AMARS 由于两者系统的限制而都不是开始角速率感测的流行选择,且任一系统的数据质量与由陀螺仪传感器提供的数据质量相比大体上较为不良。因此,如最近的智能电话和智能手表中绝大多数证明,提供角运动感测的常规方法是简单地使用陀螺仪角速率传感器。陀螺仪传感器还具有在 MAARS 和 AMARS 操作范围的整个范围上产生高质量数据的益处,因此当选择最现代装置中的角速率传感器时设计者没有理由选择使用 MAARS 或 AMARS。

[0493] 在一些情况下,可使用混合 MAARS/AMARS 系统的实例实施例以至少在与比陀螺仪角速率传感器低得多的电力汲取相结合的情境中(例如可佩戴生物计量 / 健身 / 健康监视装置))提供可接受的角速率测量性能。此混合 MAARS/AMARS 系统可将 MAARS 和 AMARS 装置组合为共同集成系统,其与基于陀螺仪的角速率传感器相比以减少的电力成本提供高动态范围角速率数据,例如 0 到 2000 度 / 秒。

[0494] 虽然在此的论述集中于从混合 ARS 获得用以确定角速率的角运动数据,但应理解,混合 ARS 可用以获得其它形式的角运动数据和 / 或从所述角运动数据确定一或多个角运动参数,包含角加速度(角速率的一阶导数)和角加加速度(角速率的二阶导数)。混合 ARS 也可以用以获得角位置 / 定向数据(角速率数据的一阶积分)。还应理解,虽然术语“角速率传感器”用以描述在此论述的角运动传感器,但此些传感器可实际上输出角加速度、角加加速度等,且角速率传感器不一定需要输出角速率(但此大体上可从其输出导出)。

[0495] 此混合 ARS 可尤其非常适合于个人健康监视情境,因为人类能够在角速率的高动态范围上实行角移动。举例来说,如果人佩戴手腕安装的健康或生物计量监视装置,那么所述装置可经历范围从零(例如,当所述人静止时)到 2000+ 度 / 秒(例如,当所述人在高速进行游泳划动或打乒乓球时)的整个角速率范围。此外,虽然角速率准确性是合意的,但在其中生物计量监视装置可能使用角速率数据的许多情况下此准确性常常是不需要的。相比之下,利用角速率数据的许多其它系统可依赖于一直具有高精度的此些角速率数据。举例来说,许多导航系统利用角速率数据来辅助航位推算计算或提供基于 GPS 的位置确定上的改进位置计算(GPS 系统提供高准确性但不良精度;并入角速率数据的航位推算可允许改进此精度,但仅当角速率数据具有高质量时才可改进);角速率数据的此些使用通常需要连续高质量数据以便使用所述角速率数据。

[0496] 本发明人将从使用混合 MAARS/AMARS 得到而实现的另一益处是此系统的电力使用将显著小于强制依赖于陀螺仪角速率传感器的系统。举例来说,例如可能用以提供 MAARS 装置以及例如在许多 Fitbit 产品(例如 Fitbit One、Zip、Ultra、Surge、Charge、Charge

HR 和 Flex) 中个别地使用的一对三轴加速度计可具有约 50 微安的电流汲取。与磁力计 (例如博世 BMC050, 举例来说) 组合的三轴加速度计可具有约 500 微安的电流汲取。因此, 在这两个系统之间切换的角速率传感器可汲取比依赖于陀螺仪角速率传感器的角速率传感器小约 10 到 100 倍的电流 (例如, Invensense MPU-9250 陀螺仪传感器具有约 5000 微安的电流汲取)。这允许在生物计量监视装置中使用具有组合 AMARS 和 MAARS 的混合角速率传感器而不会有电池寿命的大牺牲 (至少与使用陀螺仪角速率传感器相比)。在此论述的各种类型的 ARS 装置的近似电流汲取在图 17 中示意性地指示。应理解, 特定硬件的以上实例不是限制性的, 且也可使用其它类型的角运动传感器来实践本文中描述的技术和系统。

[0497] 如上文所论述的实例混合 MAARS/AMARS 系统可具有至少一个 MAARS 装置和至少一个 AMARS 装置。此类装置可利用完全单独集合的组件, 或可共享一些组件。举例来说, MAARS 装置可与 AMARS 共享其加速度计中的一或多个者。混合 MAARS/AMARS 系统还可包含控制逻辑, 其控制何时使用每一传感器类型来提供角速率数据。当不在使用时, 每一传感器类型可置于较低功率状态 (或断开)。举例来说, 如果 MAARS 将置于低功率状态, 那么生物计量监视装置可减少从所述 MAARS 取得的用于测量的每秒样本数目。举例来说, 如果取样频率在 MAARS 的正常操作期间是 100Hz, 那么此取样频率可减少到 10Hz 或 1Hz (或所述系统可在此状态中简单地完全不从 MAARS 获得任何数据, 因此将取样速率减少到 0 直到再次需要 MAARS 为止)。类似地, 如果 AMARS 将置于低功率状态, 那么生物计量监视装置可减少从所述 AMARS 取得的用于测量的每秒样本数目。如果被置于低功率状态的 MAARS 或 AMARS 包含由保持在较高功率状态中的其它系统利用的一或多个组件, 那么那些组件可置于与此高功率状态兼容的功率状态, 同时使那些其它系统未利用的其它组件置于低功率状态。

[0498] 举例来说, 如果 AMARS 和 MAARS 两者共享加速度计, 那么所述共享的加速度计可大体上保持在高功率状态中, 无论是否 AMARS 在低功率状态中且 MAARS 在高功率状态中或者 AMARS 在高功率状态中且 MAARS 在低功率状态中。如果 AMARS 和 MAARS 两者均置于低功率状态, 那么所述共享的加速度计可随后也置于低功率状态 (假定其未由可能需要其在高功率状态中操作的任何其它系统利用)。与共享组件相比, 每一传感器的不与另一传感器 (或其它传感器或系统) 共享的组件当所述传感器置于低功率状态时可置于低功率状态。举例来说, 如果 MAARS 包含三个三轴加速度计且 AMARS 包含三轴磁力计且共享 MAARS 的三个三轴加速度计中的一者, 那么使 AMARS 置于低功率状态中且 MAARS 置于高功率状态中可简单地涉及使磁力计置于低功率状态且使所述三个三轴加速度计置于高功率状态。同样, 使 MAARS 置于低功率状态且 AMARS 置于高功率状态可简单地涉及使磁力计和共享三轴加速度计置于高功率状态且使剩余两个三轴加速度计置于低功率状态。

[0499] 在许多应用中, 在替代方案中可使用混合 ARS 中的 AMARS 和 MAARS 装置, 即, 当 AMARS 用以收集角速率数据 (且因此在高功率状态中) 时, MAARS 将置于低功率状态, 且反之亦然。然而在一些应用中, 混合 ARS 可经配置以将 AMARS 和 MAARS 两者维持在高功率状态, 因此产生两个单独的角速率数据集, 其可随后例如使用卡尔曼滤波器方法或某种其它数据融合技术彼此组合以产生更准确的角速率数据集。

[0500] 现在更详细地论述混合 ARS 中的 AMARS 和 MAARS 使用的数据融合方法。图 18 是说明使用混合 ARS 中的 AMARS 和 MAARS 的数据融合技术的方法 1800 的实例的流程图。方法 1800 可在框 1802 处当在给定时间间隔中获得来自 MAARS 的角运动数据时开始。在框

1804 处,可在同一时间间隔中获得 MAARS 角运动数据的误差估计。在相同或不同时间,在框 1806 处,可在同一时间间隔中获得来自 AMARS 的角运动数据,以及在框 1808 处获得在所述时间间隔期间的 AMARS 的误差估计。在框 1810 处,可使用卡尔曼滤波器技术组合 MAARS 角运动数据、AMARS 角运动数据以及 MAARS 和 AMARS 角运动数据两者的误差估计,且在框 1812 处可使用经卡尔曼滤波角运动数据确定角运动参数(或多个此些参数)。此技术可以用于 AMARS 和 MAARS 两者同时使用的情况中。另外,此项技术中已知用于组合表示同一量的测量值的两个数据流的其它技术也可使用或代替上文所论述的卡尔曼滤波器方法使用。

[0501] 如上文所论述,除 AMARS 和 MAARS 装置本身之外,混合 ARS 还可包含控制逻辑,其例如通过调整其取样率而掌控何时使 AMARS 和 MAARS 装置置于高功率和低功率状态。为便于论述,使 AMARS 或 MAARS 置于高功率状态在本文中可被称作“接入”、“激活”、“选择”、“使用”或“启用”对应 AMARS 或 MAARS。应理解,无论参考 AMARS 或 MAARS 使用这些术语中的哪一者,最终结果都是使对应 AMARS 或 MAARS 置于较高功率状态。类似地,使 AMARS 或 MAARS 置于低功率状态在本文中可被称作“解除接入”、“去激活”、“解除选择”、“不使用”或“停用”对应 AMARS 或 MAARS。应理解,无论参考 AMARS 或 MAARS 使用这些术语中的哪一者,最终结果都是使对应 AMARS 或 MAARS 置于与同一传感器的高功率状态相比较低的功率状态。

[0502] 如上所述,所述控制逻辑可确定在角速率数据的有效收集中是否使用混合 ARS 的 MAARS 或 AMARS;应理解,对“使用”特定 ARS 装置的参考指代在角数据的有效收集中使用所述 ARS 装置以便表征所述混合 ARS 位于其中的装置的角运动。不“在使用”的 ARS 仍可由混合 ARS 周期性地接入以便获得数据,但此数据不用作表征所述装置的角运动的角运动数据。这允许不“在使用”的 ARS 给出关于在特定情况下哪一 ARS 装置应“使用”或“不使用”的一些洞察。举例来说,不“在使用”的第一 ARS 装置可周期性地经取样且将其角运动数据与来自“在使用”(即,正用以表征在某个时间间隔中混合 ARS 的角运动)的第二 ARS 装置的角运动数据进行比较。在此实例中,如果第一 ARS 装置的数据指示第二 ARS 装置的角运动数据可能存疑,那么可将第一 ARS 装置切换为“在使用”状态,且可将第二 ARS 装置切换为“不在使用”状态。在所述点处混合 ARS 的角运动将基于来自第一 ARS 装置而不是第二 ARS 装置的角运动数据来表征。

[0503] 所述控制逻辑可取决于各种因数而确定是否接入或解除接入 AMARS 和 MAARS。作为基线(且可能存在此基线的一些例外),所述控制逻辑可监视测得的角速率以确定测得的角速率何时接近转变阈值。一般来说,所述控制逻辑可当测得的角速率低于转变阈值时接入 AMARS(且任选地解除接入 MAARS),且可当测得的角速率高于转变阈值时接入 MAARS(且解除接入 AMARS)。所述转变阈值可例如为围绕任何坐标轴线的在 400 与 600 度/秒之间的角速率(例如,大约 500 度/秒),且可表示截止角速率,高于所述截止角速率则 AMARS 不再产生可靠的数据(或至少产生与低于转变阈值相比降级的质量的数据)且低于所述截止角速率则 MAARS 不再产生可靠的数据(或至少产生与高于转变阈值相比降级的质量的数据)。应理解,也可以存在两个转变阈值,其中的一者适用于 AMARS 且其中的另一者适用于 MAARS。因此,在其中 AMARS 转变阈值高于 MAARS 转变阈值且测得的角速率在所述两个阈值之间的情形中,如果需要则 AMARS 和 MAARS 两者可同时作用。在此些情况下,如果需要,则可使用数据融合技术组合来自 AMARS 和 MAARS 两者的数据以改善产生的角速率数据的准确性。如较早所论述,此数据融合可通过将卡尔曼滤波器或其它类似数据融合技术

应用于来自 AMARS 和 MAARS 的数据流而提供。由于 AMARS 和 MAARS 两者在它们接近其相应转变阈值时可经历降级的性能,因此组合的数据可用来补偿此性能降级。此数据融合方法也可以更一般地使用,例如一直使用或在其中测得的角速率高于 AMARS 转变阈值或低于 MAARS 转变阈值的周期期间使用。在一些情况下,也可以存在替代的转变阈值,其可在其中角速率低于所述替代转变阈值(其也低于在此段落中较早描述的转变阈值)的情况下致使控制逻辑从使用 AMARS 切换到使用 MAARS。所述替代的转变阈值可例如为指示极少或没有角运动发生(例如,约 0 度每秒)的阈值,例如当混合 ARS 静止(例如,在搁置于桌子上且不移动的装置中)时可发生。在此些情形中,可能需要优先于 AMARS 而接入 MAARS,因为 a) 可能存在当装置在此状态中将存在所关注角运动的低概率,且 b) MAARS 消耗比 AMARS 少得多的电力。一旦例如使用 MAARS 再次检测到移动,那么如果需要则可再接入 AMARS。

[0504] 在另一个实例中,具有混合 ARS 的装置还可经历非零但低量值的旋转运动。在此些情况下,替代的转变阈值可不为 0 度每秒,但可为非零但低量值的阈值。举例来说,当人在计算机上打字时,具有混合 ARS 的手腕佩戴的装置可指示所述人的手腕正经历频繁但低量值的旋转,例如,例如当用户伸手操控鼠标或执行某个其它非打字动作时。替代的转变阈值可因此充当可响应于来自混合 ARS 的指示足够低的旋转速率的数据(不大可能不需要准确旋转数据)而解除接入 AMARS 且接入 MAARS 的机制。在此些情况下,可接入 MAARS 以提供在较低功率水平(且较低数据质量水平,因为 MAARS 在此些低速率下不如 AMARS 那样准确)下的持续旋转运动监视。如先前实例中,当测得的旋转速率确定已超出替代的转变阈值(或已满足被视为等效于超出替代的转变阈值的一或多个准则)时,可再接入 AMARS。

[0505] 图 19 展示来自不同类型的角速率传感器的假想数据轨迹的绘图以说明 MAARS 与 AMARS 之间的基于角速率的割接。此绘图中描绘两个类型的数据——理论上角速率数据(左边轴线)和混合 ARS 的估计电流汲取(右边轴线)。水平轴线表示时间。

[0506] 可以看出,在此实例中的混合 ARS 包含 AMARS 和 MAARS—AMARS 由实黑色数据轨迹表示,且 MAARS 由点线数据轨迹表示。使用具有对角影线的实黑色线展示 ARS 的电流汲取。在此特定实例中,ARS 以 500 度/秒(由水平虚线展示)的转变阈值 1920 操作。可以看出,AMARS 在第一时间周期(例如,时间周期 1902)期间收集角运动数据,且混合 ARS 随后响应于在相同条件下测得的角速率超出转变阈值 1920 而在第二时间间隔(例如,时间周期 1904)的大部分中接入 MAARS 且解除接入 AMARS(在此情况下,理论上数据说明 AMARS 与 MAARS 之间的“完美”交接,即两个传感器彼此符合,然而在实际实践,所述两个传感器类型之间可存在一些偏移,例如 AMARS 可报告 500 度/秒而 MAARS 可报告角速率是 550 度/秒)。在第三时间间隔(例如,时间周期 1906)期间,角速率已再次下落到低于转变阈值 1920,且解除接入 MAARS 并再接入 AMARS。在第三时间间隔结束时,角速率再次上升到高于转变阈值 1920,从而致使在第四时间间隔(例如,时间周期 1908)中接入 MAARS 且解除接入 AMARS。在时间周期 1908 的大约三个时间间隔之后,角速率再次下落到低于转变阈值 1920,且针对所描绘数据流的其余部分(例如,时间周期 1910)再接入 AMARS 并解除接入 MAARS。

[0507] 图 20 展示来自不同类型的角速率传感器的假想数据轨迹的绘图以与 MAARS 的连续使用结合说明 MAARS 的基于角速率的接入。图 20 中的混合 ARS 的数据轨迹和表现与图 19 中相同,不同之处在于即使当接入 AMARS 时也不解除接入 MAARS(存在极少的功率代价来保持其接通,因为其汲取太少的电流)。MAARS 数据流可例如经由上文所论述数据融合方法

与 AMARS 数据流组合,或可在其中 AMARS 和 MAARS 两者同时接入的片段期间忽略。

[0508] 图 21 描绘用于在强调 AMARS 使用与强调 MAARS 使用之间转变混合 ARS(或反之亦然)的方法 2100 的高级图。在框 2102 中,可开始角运动数据收集片段。在框 2104 中,可做出关于一或多个条件是否指示混合 ARS 的 MAARS 装置应用以收集数据片段的角运动数据或混合 ARS 的 AMARS 装置是否应用以收集所述数据片段的角运动数据的确定(这也可在框 2102 之前或与其同时发生)。如果在框 2104 中评估的条件指示应使用 AMARS,那么所述方法 2100 前进到框 2108,其中使用 AMARS 获得所述数据片段的角运动数据。如果在框 2104 中评估的条件改为指示应使用 MAARS,那么所述技术前进到框 2106,其中使用 MAARS 获得所述数据片段的角运动数据。在框 2110 中,可使用讨论中的片段的角运动数据更新角运动数据集,且随后所述技术可返回到框 2102。因此,角运动数据集可由从 AMARS 或 MAARS(或在一些情况下从两者,如上文所论述)获得的角运动数据的片段构成。掌控将强调所述两个 ARS 类型中的哪一者的条件可例如包含最近测得的角速率对照角速率阈值的评估,如较早所论述。替代地或另外,这些条件还可包含例如下文论述的那些评估。

[0509] 所述控制逻辑还可基于其它触发而接入或解除接入 AMARS 和 MAARS。举例来说,MAARS 可大体上连续地使用(由于其汲取比 AMARS 相当小的电力)且来自 MAARS 的数据可用作对照 AMARS 数据的检查(或可例如使用数据融合方法中的卡尔曼滤波器而与 AMARS 结合使用)。虽然 MAARS 数据在低角速率(例如,低于 500 度/秒)下可能大体上不具有高质量,但 MAARS 数据仍可具有足够质量来充当对由 AMARS 产生的数据的总体检查。如上所提到,AMARS 中的磁力计可容易受到例如可由附近的电马达、天线或大金属结构引起的局部化磁场的影响。这些局部化磁场可致使 AMARS 存在并不与 AMARS 的实际移动相关的大角位移(或速率)。举例来说,如果携带 AMARS 的人走过大的金属质量,那么 AMARS 可能将由此质量产生的磁场错误地解译为指示地球磁北。在所述人接近所述金属质量、走过所述金属质量且随后走动远离所述金属质量时,尽管所述人的路径是沿着直线,磁力计也会报告几乎 180 度的角度改变。然而,MAARS 数据可提供针对这些错误 AMARS 读数的检查。如果 MAARS 数据并不在可接受范围与 AMARS 数据相关(例如,可应用例如互相关等统计分析,且相关系数可用作信号的相似性的指示符),那么控制逻辑可确定 AMARS 数据存疑且临时解除接入 AMARS。控制逻辑可在此解除接入之后不时地再接入 AMARS 且对照 MAARS 数据比较 AMARS 数据。如果 AMARS 数据在可接受范围与 MAARS 数据相关,那么控制逻辑可再接入 AMARS 作为主要 ARS(假定角速率低于相关转变阈值)。

[0510] 可用以确定混合 ARS 的特定传感器是否应接入或解除接入的另一触发可为具有混合 ARS 的设备的佩戴者的位置。虽然 MAARS 装置(和更传统的陀螺仪角速率传感器)大体上不容易受到其周围的环境条件影响,但 AMARS 装置如上文所论述可容易受到例如可由金属建筑物、汽车等引起的局部化磁场失真的影响。

[0511] 图 22 描绘响应于用户位置改变而管理 ARS 使用的方法 2200 的高级流程图。方法 2200 在框 2202 中开始,其中混合 ARS 的角运动数据收集片段开始。在框 2204 中,确定含有混合 ARS 的设备的佩戴者的位置—此确定可为绝对的(例如,GPS 坐标)或相对的(例如,相对于先前位置而评估)。在框 2206 中,可做出关于当前位置是否远离先前位置超过阈值距离(例如,20 英尺、50 英尺或 100 英尺)的确定。此评估可相对于最近测得的先前位置或相对于在当前时间之前的预定时间间隔内(例如,最后 5 秒内)的任何先前测得的位置

而做出。在此技术的替代版本中,如通过步数确定的行进距离可代替两个测得的坐标之间的距离评估而使用;此方法在其中混合 ARS 的佩戴者例如在适当的位置行走(例如,在跑步机上)的情形中可容易做出总位移的错误确定,但仍可提供用于确定其中混合 ARS 的佩戴者可能已改变位置的情形的有用低功率成本机制。此评估的意图是确定佩戴者是否从事可致使他们经受相对于局部化磁场的显著平移移动的运动,即,可致使所述局部化磁场由于改变的环境条件而改变的平移运动。如果在框 2206 中确定当前位置距先前确定的位置超过第一阈值距离,那么在框 2208 中混合 ARS 可解除接入 AMARS(或如果其已经解除接入则保持其解除接入);AMARS 可因此保持解除接入直到佩戴者的位置已变得较稳定/静止且混合 ARS 可改为使用 MAARS(或其它角速率传感器,例如陀螺仪角速率传感器,其在本发明中较晚论述)来收集数据收集片段的角运动数据。如果在框 2206 中改为确定当前位置距先前确定的位置小于第一阈值距离,那么在框 2210 中混合 ARS 可如条件保证那样使用可为混合 ARS 的部分的角速率传感器类型中的任一者来收集数据收集片段的角运动数据。举例来说,如果测得的角速率低于 500 度/秒,那么可使用 AMARS(而如果在框 2206 中确定已超出阈值距离,那么在此些情形中可使用 MAARS,尽管其在此些较低角速率下性能较不良),且如果测得的角速率高于 500 度/秒,那么可使用 MAARS。在框 2212 中,可使用在框 2210 或 2212 中收集的数据收集片段更新角运动数据集。所述技术可随后返回到框 2202 用于另一数据收集片段。

[0512] 控制逻辑可用来掌控何时使用 AMARS 和 MAARS 的另一潜在触发是电池电量或电力储量。举例来说,控制逻辑可如上文所论述根据测得的角速率在转变阈值内/超出转变阈值而正常接入/解除接入 AMARS 和 MAARS,但还可响应于电池电量(或可用电力储量的其它指示符)下降到低于电池电荷阈值而更改此行为。举例来说,如果电池电量下降到小于 20%,那么控制逻辑可选择解除接入 AMARS 或当接入时使 AMARS 置于“较低”高功率状态。举例来说,如果 AMARS 通常置于其中其在 100Hz 的取样频率下操作的高功率状态和其在 1Hz 下操作的低功率状态,那么控制逻辑可当电池电量下降到低于电池电荷阈值且角速率指示应使用 AMARS 时使 AMARS 置于其中 AMARS 在 10Hz(而不是通常的 100Hz)的取样频率下操作的高功率状态。替代地,控制逻辑可简单地将 AMARS 保持在低功率状态(或甚至将低功率状态改变为甚至更低功率状态)且接入 MAARS(甚至当测得的角速率低于转变阈值时)。有可能延长电池寿命比具有高质量角速率数据更合意,且控制逻辑可经配置以做出此确定。

[0513] 图 23 描绘响应于电池电量而管理 ARS 使用的方法 2300 的高级流程图。方法 2300 可在框 2302 中开始,其中角运动数据收集片段可开始。在框 2304 中,可做出关于电池电量是否低于例如 25%的阈值量(或 15%,或表示可需要电力节约策略转换的任何其它电池电量)的确定。如果电池电量高于阈值量,那么所述技术可继续到框 2306 且可使用较高功率角速率传感器来收集数据收集片段的角运动数据。在图 23 的实例中,使用包含在本发明中稍后更详细论述的陀螺仪角速率传感器(GARS)的混合 ARS,且较高功率角速率传感器在此实例中是 GARS(但同一技术可与作为较高功率传感器的 AMARS 一起使用)。如果电池电量低于阈值量,那么所述技术可继续到框 2308,其中可使用例如 MAARS 或 AMARS(如果也存在 GARS)的较低功率角速率传感器来收集数据收集片段的角运动数据。在框 2310 中,可使用在框 2306 或 2308 中收集的数据收集片段更新角运动数据集。所述技术可随后返回到框 2302 用于另一数据收集片段。

[0514] 图 24 展示来自不同类型的角速率传感器的假想数据轨迹的绘图以说明从 MAARS 到 AMARS 的基于电池电量的割接。图 24 大部分类似于图 20, 但左侧上包含指示电池电量的额外垂直轴线 (0%、25%、50%、75% 和 100% 刻度线, 其可对应于 0 度 / 秒、500 度 / 秒、1000 度 / 秒、1500 度 / 秒和 2000 度 / 秒刻度线而发生)。可以看出, 随时间过去, 电池电量减小。在此实例中, 已指定 25% 的电池电荷阈值 (其在此情况下对应于用以表示阈值角运动速率的同一虚线而发生)。当电池电荷下落到低于电池电荷阈值 (在此实例中在时间段 2420 处发生) 时, 混合 ARS 可切换到使用例如 MAARS 的较低功率 ARS, 从而致使电流汲取显著减少 (然而以数据质量为代价, 因为如此处描绘的 MAARS 正用以在其中角运动数据不太准确的角速率体系中收集角运动数据)。

[0515] 在其中基于电池电量确定 ARS 传感器选择的一些实施方案中, 控制逻辑可做出的确定不仅是电池容量处于特定水平, 而且还有在电池充电之后的特定时间周期内电池容量处于特定水平。举例来说, 如果在从最后充满电池电荷发生的 3 天之后电池处于 20% 容量, 那么控制逻辑可使 AMARS 移位到较低功率状态且在较高功率状态中接入 MAARS (无论测得的角速率如何)。然而, 如果在从最后充满电池电荷发生的 5 天之后电池处于 20% 容量, 那么控制逻辑可继续如测得的角速率指示在 AMARS 与 MAARS 之间切换, 无论电池容量如何。当需要关于电池电荷寿命维持消费者期望同时在可能时仍提供高质量数据产品时这些实施方案可尤其有用。举例来说, 如果将产品广告为具有“至少 7 天”的电池寿命, 那么可周期性地评估电池电量以查看在任何给定时间点的按比例分配的电池电荷消耗是否指示电池电荷会在广告的 7 天电池寿命之前耗尽。确定此情况的最简单方式可为确定自从电池最后满充电起经过的时间 (例如, 2 天) 与总所要电池持续时间 (例如, 7 天) 的比率是否小于电池中剩余的当前电荷与当满充电时电池中剩余的电池电荷的比率。这假定了线性的电池电荷减退和各种其它特性, 但也可适于非线性的电池电荷减小行为。使用的实际技术可能比以上提供的简单实例更准确。

[0516] 在一些进一步实施方案中, 控制逻辑可经配置以基于包含混合 ARS 系统的生物计量监视装置的佩戴者在参与特定类型的活动的确定而接入或解除接入 AMARS 或 MAARS。举例来说, 生物计量监视装置可具有允许其收集关于佩戴者的活动的生物计量数据的一或多个传感器 (包含或除混合 ARS 之外)。这些传感器可包含 (但不限于) 加速度计 (与混合 ARS 分开或与混合 ARS 共享)、混合 ARS 自身、高度计、心率传感器、GPS 传感器、汗水传感器、麦克风、环境光传感器等。这些传感器可产生生物计量监视装置可确定其表示特定活动 (或若干活动) 的数据。虽然下文以及 2012 年 5 月 15 日颁发的第 8, 180, 591 号美国专利 (为了至少描述根据生物计量数据的活动确定的目的而通过引用以其全文结合在此) 中描述这些确定的一些实例, 但应了解, 基于生物计量数据 (部分或完全) 的活动确定的其它技术可代替或除下文描述的技术之外使用。

[0517] 举例来说, 可做出的一个常见活动确定是生物计量监视装置的佩戴者是否在行走。可分析来自三轴加速度计的数据以确定所述数据是否展现沿着加速度计轴线中的一或多者的尖峰或总量值的重复模式。如果观测到这些模式且峰频率与典型行走步速相关 (例如, 约 1Hz 到约 2.3Hz) 且加速度峰具有在行走运动期间在此数据中通常观测到的量值范围内的量值 (例如, 具有约 0 与约 3g 之间的 RMS 的加速度), 那么生物计量监视装置可确定佩戴者在行走 (至少同时所述数据满足上述条件)。

[0518] 确定佩戴者是否在参与跑步活动可以类似方式实现,但加速度峰预期处于其内的量值范围通常高得多(例如,具有大于约 3g 的 RMS 的加速度)且峰频率可高于在行走期间观测到的峰频率(例如,大于约 1.8Hz)。

[0519] 在一些情况下,来自混合 ARS 的数据可以用于做出这些活动确定。举例来说,如果旋转速率数据指示出指示行走运动的加速度峰伴随着具有类似频率和特定量值的旋转振荡,例如当人行走且摆动其手臂时手腕佩戴式生物计量监视装置经历的情况,那么这可充当人在行走的额外指示符。此角速率数据可提供允许更准确或更细化的活动识别的额外洞察。举例来说,如果佩戴手腕佩戴式生物计量监视装置的人正在椭圆训练机上行走,那么他们的手臂运动可受约束于它们抓握的椭圆训练机手柄的运动。这些运动与正常手臂摆动运动相比可平稳得多且更常规且与加速度计峰更同步。另外,人的手臂的角定向(大部分水平)可与当正常行走时它们所处的定向(大部分垂直)相当地不同。因此,可从混合 ARS 测量的角速率和其它角运动参数可帮助确定生物计量监视装置的佩戴者当前参与何种活动。

[0520] 在另一个实例中,生物计量监视装置可确定佩戴者在参与游泳活动。此确定可例如通过检查角速率数据(例如由混合 ARS 提供)而得到——如果角速率数据(对于手腕佩戴式生物计量监视装置)展现具有通常与一或多个标准泳姿相关联的类似量值和特征的重复角旋转,那么这些重复角旋转可解译为指示游泳活动。生物计量监视装置还可考虑额外或替代的生物计量数据线索以便更准确识别游泳活动。举例来说,如果生物计量监视装置包含水或浸没传感器,那么生物计量监视装置还可检查以查看所述水或浸没传感器是否指示在其中其它生物计量数据表明佩戴者在参与游泳活动的间隔期间生物计量监视装置浸没在水中(或潮湿)。在另一潜在实施方案中,生物计量监视装置可包含呈压力传感器形式的高度计。所述压力传感器可当浸没时由于水压而记录大的(即,大于大气压)压力增加,且这也可以用作佩戴者在参与游泳活动的指示符。

[0521] 在又另一实例中,生物计量监视装置可确定生物计量监视装置的佩戴者在参与打高尔夫活动。此确定可基于指示与其中行走活动停止的间歇性间隔结合的周期性行走(例如,指示行走活动)的加速度计数据,且来自手腕安装的加速度计的加速度计数据展现与高尔夫球杆摆动一致的表现,例如沿着佩戴者的前臂轴线的高加速度(由向心加速度产生)或与高尔夫球杆摆动一致的角速率(如由混合 ARS 或其它角速率传感器测得)任选地结合对高尔夫球的高尔夫球杆冲击一致的加速度(此冲击震动可沿高尔夫球杆向上行进且传递到佩戴者的前臂,且可在从手腕佩戴式加速度计获得的加速度数据中为明显的)。可由生物计量监视装置用来确定佩戴者在参与打高尔夫活动的另一指示符是 GPS 数据,其可指示佩戴者处于高尔夫球场上或高尔夫练球场上的位置。

[0522] 如以上实例中的一些实例中指示,角速率数据(或其它角运动参数)可为由生物计量监视装置实施方案用来识别何时此装置的佩戴者在参与各种类型的活动(例如,游泳或打高尔夫)的一种形式的数据。其中由混合 ARS 测得的角运动参数可用以帮助识别这些活动的活动的其它实例包含例如举重(其中手腕佩戴式生物计量监视装置可产生指示与举重运动一致的前臂旋转的角运动数据)、普拉提或瑜伽(其中手腕佩戴式生物计量监视装置可产生指示与在瑜伽或普拉提锻炼期间执行的运动一致的前臂旋转的角运动数据),等。

[0523] 存在可由生物计量监视装置用来确定生物计量监视装置的佩戴者是否在参与特

定活动的许多不同技术,且控制逻辑可例如经配置以使用例如上述那些技术或使用现在已知或在未来发现的其它技术独立地得到此确定。在许多实施方案中,活动确定可由单独的系统或生物计量监视装置内的逻辑模块提供,且佩戴者的当前活动状态可通过控制逻辑从此单独的系统或逻辑模块获得。举例来说,生物计量监视装置可包含专用运动协处理器,其自动提供如由所述运动协处理器确定的佩戴者当前参与哪些活动的指示作为其输出中的一者。在此些情况下,控制逻辑可经配置以通过从此单独的系统获得此些活动状态确定而“确定”佩戴者的活动状态。

[0524] 控制逻辑在获得或确定当前活动状态之后可随后相应地调整接入/解除接入 AMARS 和 MAARS。举例来说,如果当前活动状态是例如可由 MAARS 装置较准确测得(且例如不可如由 AMARS 装置准确测得)的其中预期高旋转速率的一个活动状态,那么控制逻辑可选择保持 MAARS 装置接入达所述活动状态的持续时间,即使当角速率小于角速率阈值时也是如此。这可例如帮助确保由短的快速旋转产生的数据由 MAARS 完全俘获(因为在正常转变阈值操作期间 AMARS 与 MAARS 装置之间可存在轻微延迟切换)。这还可有助于数据质量和处理开销。举例来说,两个不同 ARS 装置之间的每一开关可引入数据流中的不连续,其可对系统引入不稳定性,其处置可能需要额外处理循环且可引入系统响应延迟。因此,在一些情形中可优选即使在其中其提供的数据较不准确的角速率体系中也继续使用特定 ARS 装置——举例来说,具有较连续数据流可能比具有某些活动类型的较准确角速率数据更重要。如果检测到此些活动类型,那么这可致使特定 ARS 装置在所述活动期间保持于“在使用”状态,即使其在所述活动期间将响应于其它因数(例如,检测到的角速率)而正常转变为“不在使用”状态也是如此。此功能性对于其中存在跨越转变阈值的频繁转变的活动可尤其有用,所述频繁转变将通常造成混合 ARS 中的 ARS 装置之间的切换(例如,在网球游戏期间,播放器可参与高速球拍摆动(以高于转变阈值的角速率)穿插以相对极少角运动的周期(等待返回的网球)——在网球比赛期间所关注的可为球拍摆动质量,且因此可能需要简单地保持在球拍摆动期间使用的 ARS 装置(例如,可能为 MAARS)接通达网球比赛活动的持续时间(甚至当播放器主要静止仍等待返回的网球时也是如此,这可能通常致使混合 ARS 恢复到使用不同的 ARS 装置,例如 AMARS)。

[0525] 虽然本发明人最初构想混合 ARS 作为对例如智能电话等电子装置中常用的常规基于 MEMS 的惯性陀螺仪的更功率有效的替代,但本发明人也认识到也可以实施混合 ARS 以便除 MAARS 和 AMARS 装置之外还包含陀螺仪 ARS (GARS) 装置(例如 MEMS 音叉陀螺仪角速率传感器)。在此些实施方案中,控制逻辑可经配置以根据各种条件控制所述三个 ARS 传感器类型中的每一者的功率状态。一般来说,GARS 在大多数情况中将保持在低功率状态(或完全断开),但当条件保证时可由控制逻辑激活,最通常是响应于具有混合 ARS 的装置的佩戴者参与特定活动的确定而激活。在大多数情况下,AMARS 和 MAARS 将用以提供用于在大多数应用中使用的具有足够质量的角速率数据。然而,可存在当需要与 AMARS 或 MAARS 可提供的角速率数据相比具有较高质量的角速率数据的时候,且在此些情形中,GARS 可由控制逻辑激活。

[0526] GARS 通常提供比 AMARS 或 MAARS 装置能够提供的角速率数据更高质量的角速率数据(至少在紧凑的可佩戴生物计量监视装置的情境中),但是以比 AMARS 或 MAARS 装置极大增加的电力消耗为代价。因此,控制逻辑可经配置以仅当存在对 GARS 的增加能力的特

定需要时接入 GARS。如上所述,可通过将 GARS 断开而使其置于低功率状态。GARS 装置不同于 AMARS 和 MAARS 装置的地方在于 GARS 装置在其必须连续地汲取电力以驱动移动质量的振荡的意义上是“作用中的”(相比之下,AMARS 和 MAARS 装置大体上仅在取样时消耗大量电力——因此取样速率和电力消耗大体上展现线性关系)。此外,移动质量无法瞬时移位到在角速率测量期间使用的运动中状态中,这意味着在从断开状态到接通状态的任何转变中,存在其中 GARS 汲取电力以起始移动质量的移动但移动质量尚未达到其最终运动状态从而使 GARS 不能实际上提供可用角速率测量数据的时间周期。此时间周期可横跨十分之几秒,且因此在高于大约 1Hz 的取样率之间切换 GARS 的取样速率时从电力消耗角度来看可存在极少或不存在益处(例如,在大约 1Hz 的取样速率下,GARS 仍可或多或少连续地汲取电力以便驱动移动质量,即使移动质量保持移动达最小可接受时间量也是如此)。在低于 1Hz 的取样率下,可开始观测到 GARS 中的电力节省,因为移动质量可实际上在小的时间间隔中保持静止(且因此在那些间隔中不消耗电力)。然而,用于角运动的 1Hz 取样率可证明为在生物计量监视装置情境中极少使用,原因在于人运动经常包含持续时间约一秒或少于一秒的短暂的高角速率运动(高尔夫球杆摆动、棒球棍摆动、游泳划动等)的事实。

[0527] 其中来自 GARS 的数据可证明尤其有用的一个领域是确定由手腕安装的生物计量监视装置的佩戴者在涉及手臂摆动移动的各种活动期间展现的形式,所述活动例如高尔夫球杆摆动、棒球或垒球棍摆动、网球击球等。在此些情况下,可能需要获得更精确角运动数据来允许更精确计算角速率、角加速度(角速率的一阶导数)和 / 或角加加速度(角速率的二阶导数),其全部可充当摆动运动的形式指示符。举例来说,角加加速度可给出关于人的摆动的平稳度的洞察。AMARS 和 / 或 MAARS 数据可能噪声太多而无法充分准确计算此些参数,因此控制逻辑可经配置以在其中 GARS 数据已预定为合意的活动期间接入 GARS。应理解,GARS 激活还可经受其它约束,例如前面提到的电池电量限制。

[0528] 图 25 描绘用于控制配备有 GARS、AMARS 和 MAARS 的混合 ARS 中的 GARS 的使用的高级方法 2500。方法 2500 可在框 2502 中开始,其中角运动数据收集片段的数据收集可开始。在框 2504 中,可做出关于一或多个条件是否指示应使用 GARS 来获得数据收集片段的角运动数据或应使用 AMARS 或 MAARS 来获得此些角运动数据的确定(如果是后者,那么混合 ARS 可例如如图 21 中概括在两个类型的传感器之间切换)。如果在框 2504 中确定 GARS 将用于所述数据收集片段,那么在框 2506 中可使用 GARS 来获得所述数据收集片段的角运动数据。如果在框 2504 中确定 AMARS 或 MAARS 将用于所述数据收集片段,那么在框 2508 中可使用 AMARS 或 MAARS 来获得所述数据收集片段的角运动数据。在框 2510 中,可以框 2506 或框 2508 中获得的角运动数据更新角运动数据集。随后所述技术可返回到框 2502 用于下一数据片段。

[0529] 在框 2504 中评估的条件可例如为类似于先前相对于基于角速率、电池电量或例如活动特定条件等其它条件的 AMARS 和 MAARS 选择论述的那些条件的条件,如下文更详细论述。

[0530] 图 26 描绘用于响应于检测到的活动类型而管理 ARS 使用的方法 2600 的高级流程图。方法 2600 可在框 2602 中开始,其中使用除 MAARS 和 AMARS 之外还具有 GARS 的混合 ARS 开始角运动数据收集片段。在框 2604 中,可做出关于具有混合 ARS 的装置的佩戴者可参与的活动类型的确定。此确定可例如使用在此论述的技术中的任一者或通过提供类似确

定的其它技术而做出。在框 2606 中,做出关于当前活动类型是否为游泳或骑车或者当前活动类型是否为行走或跑步的另一确定。如果当前活动类型是游泳或骑车,那么所述技术可前进到框 2608,其中使用 GARS 来收集数据收集片段的角运动数据。如果当前活动类型是行走或跑步,那么所述技术可前进到框 2610,其中可使用 AMARS 或 MAARS 来收集数据收集片段的角运动数据。在框 2612 中,可以数据收集片段更新角运动数据集。所述技术可随后返回到框 2602 用于另一数据收集片段。

[0531] 图 27 展示来自不同类型的角速率传感器的假想数据轨迹的绘图以说明 MAARS 与 AMARS 之间的基于角速率的割接以及 GARS 的基于活动的接入。

[0532] 图 27 极类似于图 20,不同的是在时间周期 2720 开始的在第四时间间隔中的近似中途做出具有混合 ARS 的装置的佩戴者在参与其中陀螺仪传感器数据可为合意的活动的确定,所述活动例如为游泳(例如,在游泳活动期间可能需要使用较高质量陀螺仪传感器数据,因为其可允许佩戴者在游泳同时的划动形式的较好评估)或骑车(在骑自行车期间,具有混合 ARS 的手腕佩戴设备中经历的角移动可极小,因为人的手腕可在空间上受约束,因为人的手将在手把上且手腕/设备因此可相对于手把相对静止——陀螺仪传感器可能辨别具有极小振幅的角移动,举例来说,例如在每次人做出踏板划动时人和自行车的侧向横移)。响应于此确定,混合 ARS 接入 GARS 且解除接入 MAARS 或 AMARS(但如果需要这些传感器也可以保持接入,代价是增加的电力消耗)。当确定所讨论的活动已停止(在此情况下,接近第六时间间隔的末尾发生)时,则混合 ARS 可基于例如在此论述的那些条件适当地解除接入 GARS 且再接入 AMARS 或 MAARS。

[0533] 在混合 ARS 中包含 GARS 还可提供参考点以用于帮助 AMARS 或 MAARS 的校准。由于 GARS 大体上比 AMARS 或 MAARS 准确得多,因此来自 GARS 的数据可用作用于校准 AMARS 或 MAARS 中的任一者或两者的基线。在具有这些校准能力的实施方案中,控制逻辑可经配置以例如与接入 AMARS 和 MAARS 装置中的一者或两者联合地周期性地接入 GARS。控制逻辑可随后将此同时接入周期的 AMARS 或 MAARS 数据流与 GARS 数据流进行比较,且使用 GARS 数据作为参考点执行 AMARS 或 MAARS 的适当校准。任何信号处理或控制理论逻辑可用以执行此校准。举例来说,AMARS 和/或 MAARS 与 GARS 之间的交叉相关可作为指示正在比较的所述两个系统实际上的接近程度(在数据输出方面)的度量。可计算所述两个比较系统的输出之间的 L2 和 L1 范数且将其视为可馈送到控制逻辑中以校准修改 AMARS 或 MAARS 装置的行为的各种参数的度量。控制逻辑可经受某些环境或情形线索(例如,以规则间隔、响应于由生物计量监视装置检测到活动模式、响应于来自佩戴者的校准传感器的命令等)而参与这些重新校准活动。

[0534] 此重新校准可涉及例如取得从 MAARS 获得的角加速度估计且将其与 GARS 数据进行比较以便获得在 MAARS 中使用的加速度计的 0g 偏移(例如,如果一个加速度计报告 0.95g 的值且另一加速度计报告 1.05g 的值而 GARS 报告零角度旋转,那么这可指示第一加速度计少报告加速度 0.05g 且第二加速度计多报告加速度 0.05g,因为每一加速度计应当仅报告 1g 的加速度(总量值)——随后可针对所述两个加速度计数据流做出适当校正)和灵敏度的估计。

[0535] 虽然使用 GARS 作为用于重新校准 AMARS 或 MAARS 的基线可提供 AMARS 和 MAARS 可对照其进行重新校准的“最佳”基线,但一些实施方案可能不具有 GARS 或出于其它原因

(例如电力消耗问题)而可能不利用可用的 GARS 用于校准目的。因此,在一些实施方案中,可使用来自 AMARS 的数据重新校准 MAARS。另外,可组合来自混合 ARS 中的两个 ARS 装置的数据以便校准混合 ARS 中的剩余 ARS 装置,例如,可使用卡尔曼滤波器或其它数据融合技术组合两个数据流且所得融合数据流可用作用于校准混合 ARS 中的 ARS 装置的基线。

[0536] 除 AMARS 和 MAARS 之外还具有 GARS 的混合 ARS 还可以与可使用 MAARS 来检测由于局部化磁场干扰而由 AMARS 记录的杂散定向改变的方式相同的方式来利用 GARS。举例来说,可在短暂间隔(例如,每分钟 3 秒)中接入 GARS,且将其输出与 AMARS 输出比较——如果 AMARS 报告与 GARS 相比大幅度不同的角运动数据,那么控制逻辑可临时解除接入 AMARS 且保持 GARS 或 MAARS 接入。控制逻辑可周期性地接入 AMARS 且将其数据与 GARS 或 MAARS 的数据进行比较,并且如果所述数据指示 AMARS 再次与由另一传感器类型产生的数据一致,那么可使 AMARS 保留在接入状态中且可解除接入 GARS 或 MAARS(假定角速率在转变阈值内)。

[0537] 在此参考各种类型的逻辑,例如控制逻辑、角速率传感器控制逻辑、选择逻辑、确定逻辑等。应理解,如本文所使用的“逻辑”指代经配置以执行或致使其它装置执行某些动作或任务的装置或装置组合。此些逻辑可为“硬译码的”,例如呈经配置以用某一方式执行的电路的形式,或可体现为存储在存储器中且随后由一或多个处理器执行的机器可读指令,或以此些结构或装置的组合体现。虽然可参考不同名称的逻辑的实例,但应理解,此区分主要是语义方面的,且两个或两个以上不同名称的控制逻辑的实例可共享共同组件或可实际上由单个主要的逻辑提供。类似地,逻辑实例可常常分裂为子实例而不会偏离本发明的范围。

[0538] 举例来说,角速率传感器控制逻辑可指代经配置以管理相关联角速率传感器的逻辑,例如控制取样速率,潜在地控制开/关状态和/或功率状态,且从相关联角速率传感器获得数据;选择逻辑可指代经配置以确定何时将使用特定 ARS 类型的逻辑;确定逻辑可指代经配置以将从 ARS 获得的角运动数据变换为一或多个角运动参数的逻辑。

[0539] 如在本发明中较早指示,从由混合 ARS 产生的数据确定的角运动参数可用以表征人的运动。此表征可作为活动识别过程的部分,例如将人的运动分类为“行走”、“使用椭圆训练机”或“游泳”活动,或进一步表征在此些活动期间人的活动,例如确定在游泳活动期间使用的游泳划动的类型,确定当摆动高尔夫球杆时人的形式的质量,等等。

[0540] 在一些实施方案中,使用角速率数据(或其它角运动数据)的人的运动的此表征可形成生物计量性能度量评估的部分。举例来说,已经注意到关于人的手臂移动的角速率数据可提供关于人何时在行走的洞察;此同一数据也可以作用于对人走过的步数进行计数的技术的部分。如所已知,来自身体佩戴的生物计量跟踪装置的加速度计数据可用以提供计步器功能性——当前市场上的 Fitbit 装置利用例如峰计数算法,其基于各种因数确定何时人在行走,所述因数包含在特定频率和量值范围内展现加速度峰的常规模式的加速度数据。每一此加速度峰通常被计数为单步(对于佩戴在一个手腕上的生物计量监视装置,在人的身体的同一侧上的脚走过的步数往往会展现与相对的另一脚走过的步数相比稍微较高的峰加速度)。在考虑走过的步数方面可忽略发生但并不与行走移动相关的加速度峰,但有时可能难以区分行走活动与可导致类似加速度数据行为的其它活动。

[0541] 如上所述,来自混合 ARS 的角运动数据可提供对人在进行的运动的性质的额外洞

察。举例来说,如较早所提到,人在他们走路时往往会摆动其手臂,且角运动数据可因此提供对人是否在行走的额外洞察,其可允许更准确识别行走活动且因此识别走过的步数。举例来说,如果观测到通常将分类为“行走”的规则加速度峰(且因此结算为“走过的步数”),那么对照角运动数据导出的角运动参数的另一检查可揭示所述加速度峰未伴随着通常为行走行为的人的前臂的角运动,从而导致生物计量监视装置对于此些加速度峰不递增“走过的步数”计数器。相比之下,当角运动参数确认加速度峰是在在行走期间手臂摆动典型的对应前臂旋转的存在下发生时可递增“走过的步数”计数器。因此,至少在一些实施方案中,例如角速率数据等角运动参数可在确定例如“走过的步数”等生物计量性能度量时用作输入。此外,由于可至少部分基于例如“走过的步数”等生物计量性能度量确定各种其它生物计量性能度量,因此从混合 ARS 获得的角运动参数也可充当用于确定此些其它生物计量性能度量的输入。举例来说,通过将“走过的步数”乘以每步的平均步幅长度可确定例如“行进距离”等生物计量性能度量。在另一个实例中,可至少部分基于“走过的步数”生物计量性能度量计算卡路里燃烧生物计量性能度量。

[0542] 在一些情况下,角运动参数可通过作为根据由生物计量监视装置收集的生物计量数据确定可需要递增或改变哪一特定生物计量性能度量的因数而用作用于确定生物计量性能度量的输入。举例来说,如较早所提到,从混合 ARS 获得的角运动参数可有用于在“正常”行走与在椭圆训练机上的行走之间进行区分。因此,如果生物计量监视装置跟踪正常行走和椭圆训练行走的单独的生物计量性能度量,那么角运动参数可充当用于确定是否应朝向正常行走生物计量性能度量或朝向椭圆训练生物计量性能度量计入检测到的步数的输入。来自混合 ARS 的角运动参数的类似使用也可允许在行走时走过的步数区分于在跑步时走过的步数,因为与行走时相比当跑步时人的手臂往往会在较大范围且以较大频率旋转。至少部分基于角运动参数的此区分还可允许生物计量性能度量的进一步细化。举例来说,如果相对于在行走时走过的步数对在跑步时走过的步数对在椭圆训练机上走过的步数评估“走过的步数”,那么生物计量监视装置可进一步对在这些不同活动中的每一者中“行进”的等效距离(和燃烧的卡路里)进行分类。因此,从混合 ARS 获得的角运动参数可充当用于确定此些细化生物计量性能度量的输入。

[0543] 其中生物计量监视装置可利用来自混合 ARS 的角运动参数的其它实例包含(但不限于)确定生物计量监视装置的佩戴者采取的游泳划动,确定骑自行车的生物计量监视装置的佩戴者采取的踏板划动,生物计量监视装置的佩戴者采取的阻力训练重复(重复),生物计量监视装置的佩戴者走过的台阶步数,以及生物计量监视装置的佩戴者的心率。

[0544] 举例来说,来自混合 ARS 的角运动参数可指示可例如通过模式匹配或其它分析由生物计量监视装置识别为表示游泳划动的特定角旋转或角速率的规则重复模式。此些角旋转的周期性可用以确定做出的游泳划动的次数,且生物计量监视装置可随后相应地递增“做出的划动”生物计量性能度量(如果还确定游泳划动的类型,那么可递增与所述特定游泳划动对应的生物计量性能度量(如果提供此细化))。

[0545] 在另一个实例中,来自混合 ARS 的角运动参数可允许确定做出的自行车踏板划动。举例来说,当人蹬自行车时,常常存在自行车的轻微的(或显著的,如果人不熟练或本身尽全力)侧向振荡(左-右-左-右),因为向下力施加到踏板上(例如,在左边踏板上向下推动可能造成骑车人和自行车向左边倾斜,且反之亦然)。在从混合 ARS 获得的角运动

参数中可检测到此侧向旋转振荡且这些振荡的数目可用作做出的踏板划动的数目的直接指示符。对应地, 这些振荡的频率可用作踏板速率或步速的直接指示符。

[0546] 在确定游泳和骑自行车相关生物计量性能度量中使用角运动数据的进一步论述可参见 2014 年 5 月 30 日申请的第 14/292, 741 号美国专利申请案和 2014 年 6 月 5 日申请的第 14/297, 410 号美国专利申请案, 以上申请案两者为此目的以全文引用的方式并入本文中。

[0547] 来自混合 ARS 的角运动参数也可以用作爬楼梯度量的部分, 例如确定爬的楼梯的数目或爬的楼梯的级数。举例来说, 一些生物计量监视装置可包含爬楼梯跟踪功能性 (Fitbit Ultra、Fitbit One 和 Fitbit Force 全部包含此功能性)。此功能性可例如通过使用指示行走或跑步活动的数据结合来自气压高度计的展示与在爬楼梯期间经历的高度改变相称的高度改变的数据来提供以确定爬楼梯正在发生。先前已论述使用角运动参数来确定行走或跑步正在发生, 但角运动参数可提供行走或跑步活动正在爬楼梯情境中发生的进一步指示。举例来说, 在爬楼梯的人可能当上楼时往往会进一步向前摆动其手臂以便维持其平衡; 此增加的旋转移动在从混合 ARS 获得的角运动参数中可为明显的且可用作在行走或跑步时走过的步数表示爬楼梯的额外或替代的指示符。爬楼梯台阶的数目可基于走过的步数的数目、高度改变 (使用平均梯级高度假设) 或其组合而确定。爬楼梯级数的总数可基于平均楼梯级高度或基于例如其中高度改变减小的周期 (例如, 当装置的佩戴者到达平台或其它平坦区域时可发生) 的气压或加速度计数据中的指示而确定。

[0548] 如上所述, 从混合 ARS 获得的角运动参数甚至可用作确定心率的输入。举例来说, 如果具有混合 ARS 的生物计量监视装置另外配备有例如光电容积 (PPG) 传感器的心率传感器, 那么此 PPG 传感器可通过照明邻近于具有 PPG 传感器的生物计量监视装置一侧的佩戴者的皮肤而检测心率, 且随后基于反射回到照明源附近的光检测器中的光的量而检测佩戴者的脉搏 — 在血液脉冲通过人的血管时, 其致使血管膨胀和收缩, 从而导致与人的心率同步的那些血管的体积改变。这些体积改变致使经重定向回到光检测器中的光量以类似方式改变, 因此使得可能基于检测到的经重定向光强度的对应变化而确定心率。然而, PPG 传感器当它们保持相对于正用以获得心率测量值的血管静止时最好地起作用 (如果 PPG 相对于这些血管移动, 那么可能难以或不可能分辨检测到的经重定向光强度变化是由于心跳还是由于 PPG 传感器与主体血管之间的物理空间移位造成照明 / 经重定向光级改变)。

[0549] 在一些此类实施方案中, 从混合 ARS 获得的角运动参数可用作对心率检测算法的输入, 所述算法包含用于校正可为 PPG 传感器与佩戴者身体之间的相对运动结果的 PPG 数据的功能性。举例来说, 如果 PPG 传感器数据表现为指示人的心率在 180 次跳动 / 分钟, 但其它数据 (例如, 来自加速度计的加速度数据或来自混合 ARS 的角运动参数) 指示生物计量监视装置正以 40 循环 / 分钟的速率经历可能的运动事件, 那么此信息可由生物计量监视装置使用以补偿所述运动事件可对 PPG 传感器数据具有的影响。举例来说, PPG 传感器数据可经滤波以移除具有类似于所检测运动事件的频率的信号, 因此将所检测心率减少到更表示佩戴者的实际心率的值 (与由于所述运动事件被解译为心跳而包含错误肯定心跳识别的心率相反)。这些技术在 2014 年 5 月 30 日申请的第 14/292, 673 号美国专利申请案中更详细地论述, 所述申请案出于此些目的以全文引用的方式并入本文。应理解, 来自

混合 ARS 的角运动参数可为从其可获得频率信息的一种形式的运动数据,所述频率信息可例如用于在第 14/292,673 号美国专利申请案中描述的用于抑止运动假象的滤波技术。第 14/292,673 号美国专利申请案中描述其它技术(也以引用的方式并入本文中),其中角运动参数可用作用以更准确地确定心率的一种形式的移动或运动数据,包含其中基于运动数据是否指示生物计量监视装置在运动中而调整 PPG 传感器取样速率的选择性取样技术。

[0550] 重要的是应注意,用以提供用作用于确定生物计量性能度量的输入的上文参考的角运动参数的特定类型的混合 ARS 可包含不包含 GARS 的混合 ARS 或确实包含 GARS(除 AMARS 和 MAARS 之外)的混合 ARS。在一些情况下,当生物计量监视装置检测到特定活动时混合 ARS 的特定 ARS 可由控制逻辑接入且随后用以获得用以确定与那些检测到的活动相关联的生物计量性能度量的角运动参数。举例来说,在确定生物计量监视装置的佩戴者参与游泳型活动之后,用于混合 ARS 的控制逻辑可即刻致使 GARS(如果此混合 ARS 包含 GARS)接入且用于角运动数据收集;此角运动数据可随后用以确定用作用于各种生物计量性能度量(例如,采取的游泳划动)的输入的角运动参数。

[0551] 混合 ARS 做出关于是否使其 AMARS 或 MAARS 置于高功率状态的评估的频率可以任何数目的不同方式设定。在一些实施方案中,这些评估可基于例如生物计量监视装置的装置状态改变而触发。举例来说,生物计量监视装置可基于来自其传感器的数据周期性地改变活动状态,且包含的混合 ARS 可响应于此些状态改变而再评估 AMARS 和 MAARS(或 GARS,如果包含)中的哪一者应处于高功率状态。

[0552] 在一些额外或替代的实施方案中,混合 ARS 可以规则间隔(例如,与所述混合 ARS 中使用的取样频率相关的间隔)评估是否使其 AMARS 或 MAARS 置于高功率状态。此实施方案可在其中控制逻辑基于测得的角速率是高于还是低于特定阈值而调整 AMARS 和 MAARS 的高功率/低功率状态的混合 ARS 装置中具有特定用途——由于测得的角速率可随着每一给定样本循环改变,因此控制逻辑可相对于针对每一样本的阈值再评估测得的角速率(在一些实施方案中,控制逻辑等待以查看在若干连续样本上的角速率是否满足所关注的阈值评估)。此方法可认为是分段数据方法——数据可以片段获得,例如与取样间隔相同的持续时间的片段,且在每一片段之后,可做出关于使 AMARS 和 MAARS(和 GARS,如果存在)置于何种功率状态的新评估。在每一片段评估期间,可考虑各种因数以用于确定是否使 MAARS 和 AMARS 中的特定一者置于特定功率状态。这些因数可包含例如测得的角速率是否高于/低于特定阈值,电池电量是否高于/低于电池电荷阈值,是否检测到特定活动等等。

[0553] 应理解,无论混合 ARS 确切地如何工作,“接入”与“解除接入”的不同组合之间的每一移位都可有效地引起新数据片段,其包含从在所述片段内接入的 ARS 装置收集的数据——这些数据片段可具有任意长度(例如当混合 ARS 继续使用特定组合或集合的 ARS 装置和功率状态操作直到触发条件造成此行为的改变时,或可具有固定长度(例如当做出将使用哪些 ARS 装置的常规再评估时))。

[0554] 关于混合 ARS 的物理布局,应理解,广泛多种不同配置是可能的。一般来说,在手腕佩戴式生物计量监视装置的情境中,AMARS 和 MAARS 中利用的个别传感器可以多种方式布置。一般来说,用于混合 ARS 中的 MAARS 装置的加速度计可与在生物计量监视装置的设计约束内可行的宽度一样宽地隔开,以便最大化从 MAARS 装置获得的角运动数据的数据质量。

[0555] 图 28 描绘支撑手腕佩戴式生物计量监视装置 2800 的各种组件的印刷电路板 (PCB) 2802 的侧视图和平面图 (其在侧视图中但不在平面图中以虚线轮廓形式展示 -- 生物计量监视装置经设计以围绕人的前臂扣合且类似于腕表而佩戴;然而其展示处于打开状态)。平面图中可以看出, PCB 2802 可支撑例如处理器 2816 和存储器 2818 以及显示器 2814 (当前展示“走过的步数”生物计量性能测量) 等组件。多种生物计量传感器也可以由 PCB 支撑 (或连接到 PCB 但在别处支撑, 例如, 例如由用于生物计量监视装置的装置外壳的一部分支撑)。图 28 中描画组合使用以提供 MAARS 装置的三个三轴加速度计 2808a、2808b 和 2808c (和用于每一者的相关联坐标系三元组)。图 28 中还描画与三轴加速度计中的一者 (例如, 三轴加速度计 2808a) 组合使用以提供 AMARS 装置的三轴磁力计 2810 (具有与三轴加速度计 2808a 的坐标系对准的坐标系)。处理器 2816 可例如执行存储在存储器 2818 中的掌控 MAARS 和 AMARS 装置的行为的指令, 且因此在此实例中可充当包含 AMARS 和 MAARS 的混合 ARS 的控制逻辑。图 28 中还展示任选的 GARS 2812, 其可在需要此功能性的情况下集成到混合 ARS 中。

[0556] 图 29 描绘支撑手腕佩戴式生物计量监视装置 2900 (在侧视图中但不在平面图中以虚线轮廓形式展示) 的各种组件的印刷电路板 (PCB) 2902 和连接的子插件板 2906 的侧视图和平面图。子插件板 2906 经由柔性电连接 2904 (例如, 柔性电缆) 连接到 PCB 2902, 且可提供在生物计量监视装置 2900 的封装约束下可用以支撑生物计量监视装置 2900 的进一步电组件的机构, 其可限制 PCB 2902 的平面长度。

[0557] 图 29 中描画组合使用以提供 MAARS 装置的三个三轴加速度计 2908a、2908b 和 2908c (和用于每一者的相关联坐标系三元组)。可以看出, 用于三轴加速度计 2908c 的参考坐标三元组未与用于另两个三轴加速度计 2908a 和 2908b 的参考坐标三元组对准 -- 这可通过实施坐标系变换以确保所有三个三轴加速度计利用同一坐标系而在控制逻辑中考虑此情形。在 MAARS 中使用的每一加速度计可实际上在需要时与完全不同的坐标系对准, 但可能必须随后将坐标系变换应用于来自每一此加速度计的数据以便确保基于共同参考系中的加速度计算角速率数据。在一些实施方案中, 来自加速度计的输出可用以当场确立何种坐标变换功能用于一或多个加速度计。举例来说, 当混合 ARS 静止时, 则每一加速度计应报告沿着同一向量的相同加速度 (由地球重力场产生的 1g 加速度)。因此可分析此情形中测得的加速度向量以确定加速度计相对于共同参考系且因此相对于彼此的实际定向是什么。此数据可用以界定坐标系变换 (或多个变换), 其可随后在未来 (例如, 在旋转运动期间) 应用于来自加速度计的数据。作为此过程的部分, 可需要使混合 ARS 置于多个不同静止位置以便完全确定在所有三个维度中的坐标系变换。

[0558] 图 29 的剩余组件类似于在图 28 中共享相同最后两个数字的类似组件, 且读者参考图 28 的论述来获得其描述。

[0559] 生物计量监视装置 2800 和 2900 中使用的混合 ARS 可提供围绕三个正交轴线的角运动数据。然而, 也可以实施提供少于三个轴线的角运动数据的混合 ARS。举例来说, 如果不需要围绕一个轴线的角运动数据, 那么此混合 ARS 中的 MAARS 可使用仅两个加速度计来实施。

[0560] 图 30 描绘支撑手腕佩戴式生物计量监视装置 3000 的各种组件且共享与来自图 28 的组件共同的许多组件的印刷电路板 (PCB) 3002 的侧视图和平面图; 这些类似组件是使用

与图 28 中相同的最后两个数位的数字指示且读者参考图 28 的论述来获得其描述。下文论述与图 28 的差异。

[0561] 图 30 中描画组合使用以提供两轴 MAARS 装置的两个三轴加速度计 3008a 和 3008b(和用于每一者的相关联坐标系三元组)。在此情况下, MAARS 无法准确测量围绕生物计量监视装置的“手腕”轴线的角运动, 因此此生物计量监视装置可证明为能够提供关于总体手臂移动的信息但不提供关于人的前臂的扭转移动的信息。

[0562] 图 31 描绘类似于图 30 中所示的生物计量监视装置 3100。图 31 中的类似于图 30 中的组件的组件是使用共享如图 30 中的最后两个数字的参考标号来指示; 读者参考图 30 的论述以获得这些组件的描述。如图 30 中, 在生物计量监视装置 3100 中使用的混合 ARS 中存在仅两个三轴加速度计。然而, 与图 30 相反, 三轴加速度计 3108a 和 3108b 实际上无视于围绕垂直于前臂轴线的轴线的角运动。此混合 ARS 可能提供关于前臂扭转运动(举例来说, 例如旋转人的前臂以看腕表)的信息, 但除此以外不能够提供关于总体前臂运动的有用角运动数据。

[0563] 应理解, 本文所描述的技术虽然在图式中描述且展示为具有特定事件次序, 但也可以其它合适的次序以良好效果执行, 且本发明不应视为仅限于借助于实例给出的特定实施方案。另外, 在一些实施方案中可省略在此论述的技术的一些部分。

[0564] 除非本发明的上下文(其中术语“情境”依据其典型一般定义来使用)另外明确需要, 否则遍及所述描述及权利要求书, 将在与排他性或穷尽性意义相反的包括性意义上解释词“包含”及其类似者; 也就是说在“包括(但不限于)”的意义上。使用单数或复数的词通常还分别包含复数或单数。另外, 词“本文中”、“在下文”、“上文”、“下文”及类似含义的词是指作为一整体的本申请案, 且并非指本申请案的任何特定部分。在涉及两个或两个以上项目的列表时使用字“或”时, 所述字涵盖所述字的所有以下解释: 列表中的项目中的任一者、列表中的所有项目及列表中的项目的任何组合。术语“实施方案”是指本文中所描述的技术及方法的实施方案, 以及体现结构及/或并有本文中所描述的技术及/或方法的物理对象。

[0565] 存在本文中描述及说明的许多概念及实施例。尽管已在本文中描述及说明某些实施例、特征、属性及优点, 但应理解, 从描述及说明显而易见许多其它以及不同及/或类似的实施例、特征、属性及优点。由此, 以上实施例仅作为实例而提供。其并不既定为详尽的或将本发明限于所揭示的精确形式、技术、材料及/或配置。根据本发明, 许多修改及变化是可能的。应理解, 可利用其它实施例, 且可在不脱离本发明的范围的情况下作出操作改变。由此, 本发明的范围并不仅限于以上描述, 因为已出于说明及描述的目的而呈现以上实施例的描述。

[0566] 重要的是, 本发明既不限于任何单个方面或实施例, 也不限于这些方面及/或实施例的任何组合及/或排列。此外, 可单独地或结合其它方面及/或本发明的实施例中的一或多者而使用本发明的方面及/或其实施例中的每一者。出于简洁起见, 将不在本文中单独地论述及/或说明那些排列及组合中的许多者。

[0567] 混合角速率传感器的实例实施例

[0568] 此部分列举(借助于实例而非限制)混合角速率传感器的不同实例实施例。举例来说, 所述不同实施例可包含:

[0569] 实施例 1。一种便携式传感器装置,其包括:第一角速率传感器,其包含两个或两个以上加速度计,其中所述两个或两个以上加速度计中的两者沿着共同轴线定位在间隔开的位置处;第二角速率传感器,其包括加速度计和磁力计;以及一组一或多个处理器;以及存储指令的非暂时性计算机可读媒体,所述指令当执行时致使所述组处理器:(a) 确定何时使用所述第一角速率传感器且何时使用所述第二角速率传感器来获得指示所述便携式传感器装置的角运动的角速率测量值;以及 (b) 使用如 (a) 中所确定的来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器或所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器的数据确定描述所述便携式传感器装置的角运动的一或多个角运动参数。

[0570] 实施例 2。实施例 1 的便携式传感器装置,其中所述两个或两个以上加速度计中的所述两者经定位以使得所述两个或两个以上加速度计中的所述两者提供关于沿着不同于所述共同轴线的两个轴线的加速度的加速度数据。

[0571] 实施例 3。实施例 1 的便携式传感器装置,其中所述两个轴线实质上垂直于所述共同轴线。

[0572] 实施例 4。实施例 1 的便携式传感器装置,其中所述一或多个角运动参数包含描述选自以下各者组成的群组的一或多个角运动类型的数据:角速度,角加速度,和角加加速度。

[0573] 实施例 5。实施例 4 的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器:(c) 基于来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器或组合的所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器的数据而确定所述便携式传感器装置的角定向。

[0574] 实施例 6。实施例 1 的便携式传感器装置,其中用于 (b) 的所述指令当执行时致使所述组处理器:(i) 当用于 (a) 的逻辑选择所述第一角速率传感器时至少部分使用来自所述第一角速率传感器的数据确定所述一或多个角运动参数;以及 (ii) 当用于 (a) 的所述逻辑选择所述第二角速率传感器时至少部分使用来自所述第二角速率传感器的数据确定所述一或多个角运动参数。

[0575] 实施例 7。实施例 1 的便携式传感器装置,其中用于 (a) 的所述指令当执行时致使所述组处理器考虑所述便携式传感器装置中的电池的电池电量是否高于第一电池电荷阈值。

[0576] 实施例 8。实施例 1 的便携式传感器装置,其中用于 (a) 的所述指令当执行时致使所述组处理器考虑所述一或多个角运动参数是否指示所述便携式传感器装置的角速度高于第一角运动速率阈值。

[0577] 实施例 9。实施例 8 的便携式传感器装置,其中所述第一阈值是 400 度每秒与 600 度每秒之间的角运动速率。

[0578] 实施例 10。实施例 8 的便携式传感器装置,其中用于 (a) 的所述指令当执行时致使所述组处理器确定在至少一些情况下将同时使用所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器两者且在此些情况中来自所述第一角速率传感器的数据和来自所述第二角速率传感器的数据将组合使用以提供所述一或多个角运动参数。

[0579] 实施例 11。实施例 10 的便携式传感器装置,其中来自所述第一角速率传感器的所述数据和来自所述第二角速率传感器的所述数据是使用卡尔曼滤波器而组合以提供所述一或多个角运动参数。

[0580] 实施例 12。实施例 10 的便携式传感器装置,其中所述至少一些情况包含其中所述角速率高于所述第一角运动速率阈值且低于第二角运动速率阈值的情况。

[0581] 实施例 13。实施例 1 的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器:响应于所述逻辑确定将不使用所述第一角速率传感器而致使所述第一角速率传感器在低功率状态中操作;以及响应于所述逻辑确定将使用所述第一角速率传感器而致使所述第一角速率传感器在高功率状态中操作,其中所述第一角速率传感器在所述高功率状态中具有比所述低功率状态中高的功率消耗速率。

[0582] 实施例 14。实施例 1 的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器:响应于所述逻辑确定将不使用所述第二角速率传感器而致使所述第二角速率传感器在低功率状态中操作;以及响应于所述逻辑确定将使用所述第二角速率传感器而致使所述第二角速率传感器在高功率状态中操作,其中所述第二角速率传感器在所述高功率状态中具有比所述低功率状态中高的功率消耗速率。

[0583] 实施例 15。实施例 1 的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器使用所述一或多个角运动参数作为用于确定一或多个生物计量性能度量的输入,所述一或多个生物计量性能度量由所述便携式传感器装置跟踪且选自由以下各者组成的群组:所述便携式传感器装置的用户走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户在椭圆训练机上走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户做出的游泳划动,所述便携式传感器装置的所述用户行走的距离,所述便携式传感器装置的所述用户跑步的距离,所述便携式传感器装置的所述用户做出的自行车踏板划动,所述便携式传感器装置的所述用户做出的阻力训练重复,所述便携式传感器装置的所述用户爬的楼梯台阶数,所述便携式传感器装置的所述用户的卡路里燃烧,所述便携式传感器装置的所述用户的心率测量值,及其组合。

[0584] 实施例 16。实施例 15 的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器使用所述一或多个角运动参数确定所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者的值。

[0585] 实施例 17。实施例 15 的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器使用所述一或多个角运动参数确定所述便携式传感器装置的所述用户在参与与所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者相关联的活动。

[0586] 实施例 18。实施例 1 的便携式传感器装置,其中所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器共享所述便携式传感器装置中的至少一个加速度计。

[0587] 实施例 19。实施例 1 的便携式传感器装置,其中所述第一和第二角速率传感器的所述加速度计是三轴加速度计且所述磁力计是三轴磁力计。

[0588] 实施例 20。实施例 1 的便携式传感器装置,其进一步包括用于(i)确定佩戴所述便携式传感器装置的用户正执行的活动以及(ii)使用所述一或多个角运动参数中的至少一者来表征所述活动的逻辑。

[0589] 实施例 21。实施例 20 的便携式传感器装置,其中所述活动是游泳,且所述一或多个角运动参数用以通过在选自由以下各者组成的群组的一或多个生物计量性能测量值的确定中使用而表征所述游泳活动:游泳划动的次数,平均游泳划动平稳度,个别游泳划动平稳度,游泳划动类型,以及游泳圈数计数。

[0590] 实施例 22。实施例 20 的便携式传感器装置,其中所述活动是行走,且所述一或多个角运动参数用以通过在选自以下各者组成的群组的一或多个生物计量性能测量值的确定中使用而表征所述行走活动:走过的步数,心率,和行进的距离。

[0591] 实施例 23。实施例 20 的便携式传感器装置,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器:(iii) 确定佩戴所述便携式传感器装置的用户正执行的第二活动;以及(iv) 使用所述一或多个角运动参数中的至少一者来表征所述第二活动。

[0592] 实施例 24。实施例 1 的便携式传感器装置,其进一步包括陀螺仪,其中所述指令当执行时还致使所述组处理器基于何时使用所述陀螺仪的确定而确定何时使用第一和第二角速率传感器。

[0593] 实施例 25。实施例 1 的便携式传感器装置,其中所述第二角速率传感器包括衬底,所述加速度计和所述磁力计安装于所述衬底上。

[0594] 实施例 26。一种便携式传感器装置包括:两个或两个以上加速度计,其中所述两个或两个以上加速度计中的每一加速度计位于所述便携式传感器装置中的不同位置;至少一个磁力计;第一角速率传感器控制逻辑,其经配置以从所述两个或两个以上加速度计中的至少两者获得第一加速度数据且从以下各者确定第一角运动数据:(a) 所述第一加速度数据和 (b) 所述两个或两个以上加速度计中的所述至少两者相对于彼此的定位;第二角速率传感器控制逻辑,其经配置以从所述两个或两个以上加速度计中的至少一者获得第二加速度数据且从所述至少一个磁力计获得磁性航向数据且从以下各者确定第二角运动数据:(a) 所述加速度数据和 (b) 所述磁性航向数据;选择逻辑,其经配置以确定何时使用所述第一角速率传感器控制逻辑且何时使用所述第二角速率传感器控制逻辑;以及确定逻辑,其经配置以取决于所述选择逻辑的确定而使用所述第一角运动数据、所述第二角运动数据或所述第一角运动数据和所述第二角运动数据确定描述所述便携式传感器装置的角运动的一或多个角运动参数。

[0595] 实施例 27。实施例 26 的便携式传感器装置,其中所述第一角速率传感器控制逻辑、所述角速率传感器控制逻辑、所述选择逻辑和所述确定逻辑包括:一组一或多个处理器;以及存储器,其中所述一或多个处理器、所述存储器、所述两个或两个以上加速度计以及所述至少一个磁力计以操作方式连接且所述存储器存储用于控制所述一或多个处理器的计算机可执行指令。

[0596] 实施例 28。实施例 26 的健身监视装置,其中所述一或多个角运动参数选自以下各者组成的群组:角速度,角加速度,和角加加速度。

[0597] 实施例 29。实施例 28 的便携式传感器装置,其进一步包括定向逻辑,所述定向逻辑经配置以:(c) 取决于所述选择逻辑的确定而使用所述第一角运动数据、所述第二角运动数据或所述第一角运动数据和所述第二角运动数据确定所述便携式传感器装置的角定向。

[0598] 实施例 30。实施例 26 的便携式传感器装置,其中所述确定逻辑包含经配置以进行以下操作的逻辑:(i) 当所述选择逻辑选择所述第一角速率传感器控制逻辑时至少部分使用所述第一角速率传感器控制逻辑确定所述一或多个角运动参数;以及(ii) 当所述选择逻辑选择所述第二角速率传感器控制逻辑时至少部分使用所述第二角速率传感器控制逻辑确定所述一或多个角运动参数。

[0599] 实施例 31。实施例 26 的便携式传感器装置,其中所述选择逻辑涉及至少部分考虑所述便携式传感器装置中的电池的电量是否高于第一电池电荷阈值。

[0600] 实施例 32。实施例 26 的便携式传感器装置,其中所述选择逻辑涉及至少部分考虑所述一或多个角运动参数是否指示所述便携式传感器装置的角速度高于第一角运动速率阈值。

[0601] 实施例 33。实施例 32 的便携式传感器装置,其中所述第一阈值是 400 度每秒与 600 度每秒之间的角运动速率。

[0602] 实施例 34。实施例 32 的便携式传感器装置,其中所述选择逻辑包含用于进行以下操作的逻辑:确定在至少一些情况下将同时使用所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器两者且在此些情况中由所述第一角速率传感器控制逻辑产生的数据和由所述第二角速率传感器控制逻辑产生的数据将组合使用以提供所述一或多个角运动参数。

[0603] 实施例 35。实施例 34 的便携式传感器装置,其中来自所述第一角速率传感器控制逻辑的所述数据和来自所述第二角速率传感器控制逻辑的所述数据是使用卡尔曼滤波器组合以提供所述一或多个角运动参数。

[0604] 实施例 36。实施例 34 的便携式传感器装置,其中所述至少一些情况包含其中所述角速率高于所述第一角运动速率阈值且低于第二角运动速率阈值的情况。

[0605] 实施例 37。实施例 26 的便携式传感器装置,其进一步包括用于控制由所述至少一个磁力计使用的功率的功率控制逻辑,其中所述功率控制逻辑经配置以:响应于所述选择逻辑确定将不使用所述第一角速率传感器控制逻辑而致使所述至少一个磁力计在低功率状态中操作;以及响应于所述选择逻辑确定将使用所述第一角速率传感器控制逻辑而致使所述至少一个磁力计在高功率状态中操作。

[0606] 实施例 38。实施例 26 的便携式传感器装置,其进一步包括用于控制由所述加速度计中的两者或两者以上使用的功率的功率控制逻辑,其中所述功率控制逻辑经配置以:响应于所述选择逻辑确定将不使用所述第二角速率传感器控制逻辑而致使所述两个或两个以上加速度计中的一或多个者在低功率状态中操作;以及响应于所述选择逻辑确定将使用所述第二角速率传感器控制逻辑而致使所述两个或两个以上加速度计中的所述一或多个者在高功率状态中操作。

[0607] 实施例 39。实施例 26 的便携式传感器装置,其进一步包括生物计量跟踪逻辑,其经配置以使用所述一或多个角运动参数作为用于确定一或多个生物计量性能度量的输入,所述一或多个生物计量性能度量由所述便携式传感器装置跟踪且选自由以下各者组成的群组:所述便携式传感器装置的用户走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户在椭圆训练机上走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户做出的游泳划动,所述便携式传感器装置的所述用户行走的距离,所述便携式传感器装置的所述用户跑步的距离,所述便携式传感器装置的所述用户做出的自行车踏板划动,所述便携式传感器装置的所述用户做出的阻力训练重复,所述便携式传感器装置的所述用户爬的楼梯台阶数,所述便携式传感器装置的所述用户的卡路里燃烧,所述便携式传感器装置的所述用户的心率测量值,及其组合。

[0608] 实施例 40。实施例 39 的便携式传感器装置,其中所述生物计量跟踪逻辑经配置以使用所述一或多个角运动参数确定所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者的值。

[0609] 实施例 41。实施例 39 的便携式传感器装置,其中所述生物计量跟踪逻辑经配置以使用所述一或多个角运动参数确定所述便携式传感器装置的所述用户在参与与所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者相关联的活动。

[0610] 实施例 42。一种便携式传感器装置,其包括:第一角速率传感器,其包括两个或两个以上加速度计;第二角速率传感器,其包括加速度计和磁力计;以及陀螺仪。

[0611] 实施例 43。实施例 42 的便携式传感器装置,其中所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器共享所述便携式传感器装置的至少一个加速度计。

[0612] 实施例 44。实施例 42 的便携式传感器装置,其进一步包括用于 (a) 确定何时使用所述第一角速率传感器、何时使用所述第二角速率传感器以及何时使用所述陀螺仪的逻辑。

[0613] 实施例 45。实施例 44 的便携式传感器装置,其进一步包括经配置以进行以下操作的逻辑:(b) 使用如 (a) 中所确定的来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器、所述陀螺仪或所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器和所述陀螺仪中的一或多者的组合的数据确定描述所述便携式传感器装置的角运动的一或多个角运动参数。

[0614] 实施例 46。实施例 45 的便携式传感器装置,其中所述逻辑包括:一或多个处理器;以及存储器,其中所述一或多个处理器、所述存储器、所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器和所述陀螺仪以操作方式连接,且所述存储器存储用于控制所述一或多个处理器以执行 (a) 和 (b) 的计算机可执行指令。

[0615] 实施例 47。实施例 45 的便携式传感器装置,其中所述一或多个角运动参数包含描述选自以下各者组成的群组的一或多个角运动类型的数据:角速度,角加速度,和角加加速度。

[0616] 实施例 48。实施例 45 的便携式传感器装置,其进一步包括经配置以进行以下操作的逻辑:(c) 基于来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器、所述陀螺仪或所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器和所述陀螺仪中的一或多者的组合的数据确定所述便携式传感器装置的角定向。

[0617] 实施例 49。实施例 45 的便携式传感器装置,其中用于 (b) 的所述逻辑包括经配置以进行以下操作的逻辑:(i) 当用于 (a) 的所述逻辑选择所述第一角速率传感器时至少部分使用来自所述第一角速率传感器的数据确定所述一或多个角运动参数;(ii) 当用于 (a) 的所述逻辑选择所述第二角速率传感器时至少部分使用来自所述第二角速率传感器的数据确定所述一或多个角运动参数;以及 (iii) 当用于 (a) 的所述逻辑选择所述陀螺仪时至少部分使用来自所述陀螺仪的数据确定所述一或多个角运动参数。

[0618] 实施例 50。实施例 45 的便携式传感器装置,其中用于 (a) 的所述逻辑涉及至少部分考虑所述便携式传感器装置中的电池的电池电量是否高于第一电池电荷阈值。

[0619] 实施例 51。实施例 45 的便携式传感器装置,其中用于 (a) 的所述逻辑涉及至少部分考虑所述一或多个角运动参数是否指示所述便携式传感器装置的角速度高于第一角运动速率阈值。

[0620] 实施例 52。实施例 51 的便携式传感器装置,其中所述用户的所述预定活动选自由以下各者组成的群组:游泳,高尔夫,球拍运动,瑜伽,太极,普拉提,椭圆训练机使用,自由力量,心肺机,和骑自行车,且其中用于 (a) 的所述逻辑确定当所述便携式传感器装置检测

到所述预定活动时使用所述陀螺仪。

[0621] 实施例 53。实施例 45 的便携式传感器装置,其中用于 (a) 的所述逻辑涉及至少部分考虑所述便携式传感器装置是否检测到所述便携式传感器装置的用户预定活动。

[0622] 实施例 54。实施例 51 的便携式传感器装置,其中所述第一阈值是 400 度每秒与 600 度每秒之间的角运动速率。

[0623] 实施例 55。实施例 51 的便携式传感器装置,其中所述逻辑经配置以进一步确定在至少一些情况下将同时使用所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器和所述陀螺仪中的至少两者且在此些情况中来自那些传感器的数据将组合使用以提供所述一或多个角运动参数。

[0624] 实施例 56。实施例 55 的便携式传感器装置,其中来自同时使用的所述传感器的数据是使用卡尔曼滤波器组合以提供所述一或多个角运动参数。

[0625] 实施例 57。实施例 55 的便携式传感器装置,其中所述至少一些情况包含其中所述角速率高于所述第一角运动速率阈值且低于第二角运动速率阈值的情况。

[0626] 实施例 58。实施例 45 的便携式传感器装置,其进一步包括用于控制由所述第一角速率传感器使用的功率的逻辑,其中所述逻辑经配置以:在所述逻辑已经确定将不使用所述第一角速率传感器的时间期间致使所述第一角速率传感器使用的功率从正常操作水平减少到减少的水平;以及在所述逻辑已确定将使用所述第一角速率传感器的时间期间致使由所述第一角速率传感器使用的功率从所述减少的水平增加到所述正常操作水平。

[0627] 实施例 59。实施例 45 的便携式传感器装置,其进一步包括用于控制由所述第二角速率传感器使用的功率的逻辑,其中所述逻辑经配置以:在所述逻辑已经确定将不使用所述第二角速率传感器的时间期间致使所述第二角速率传感器使用的功率从正常操作水平减少到减少的水平;以及在所述逻辑已确定将使用所述第二角速率传感器的时间期间致使由所述第二角速率传感器使用的功率从所述减少的水平增加到所述正常操作水平。

[0628] 实施例 60。实施例 45 的便携式传感器装置,其进一步包括用于控制由所述陀螺仪使用的功率的逻辑,其中所述逻辑经配置以:在所述逻辑已经确定将不使用所述陀螺仪的时间期间致使所述陀螺仪使用的功率从正常操作水平减少到减少的水平;以及在所述逻辑已确定将使用所述陀螺仪的时间期间致使由所述陀螺仪使用的功率从所述减少的水平增加到所述正常操作水平。

[0629] 实施例 61。实施例 45 的便携式传感器装置,其进一步包括经配置以使用所述一或多个角运动参数作为用于确定一或多个生物计量性能度量的输入的逻辑,所述一或多个生物计量性能度量由所述便携式传感器装置跟踪且选自由以下各者组成的群组:所述便携式传感器装置的用户走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户在椭圆训练机上走过的步数,所述便携式传感器装置的所述用户做出的游泳划动,所述便携式传感器装置的所述用户行走的距离,所述便携式传感器装置的所述用户跑步的距离,所述便携式传感器装置的所述用户做出的自行车踏板划动,所述便携式传感器装置的所述用户做出的阻力训练重复,所述便携式传感器装置的所述用户爬的楼梯台阶数,所述便携式传感器装置的所述用户的卡路里燃烧,所述便携式传感器装置的所述用户的心率测量值,及其组合。

[0630] 实施例 62。实施例 61 的便携式传感器装置,其中所述逻辑经配置以使用所述一或多个角运动参数确定所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者的值。

[0631] 实施例 63。实施例 61 的便携式传感器装置,其中所述逻辑经配置以使用所述一或多个角运动参数确定所述便携式传感器装置的所述用户在参与与所述一或多个生物计量性能度量中的至少一者相关联的活动。

[0632] 实施例 64。实施例 45 的便携式传感器装置,其中所述第一和第二角速率传感器的所述加速度计是三轴加速度计且所述磁力计是三轴磁力计。

[0633] 实施例 65。实施例 45 的便携式传感器装置,其进一步包括经配置以 (i) 确定佩戴所述便携式传感器装置的用户正执行的活动以及 (ii) 使用所述一或多个角运动参数中的至少一者来表征所述活动的逻辑。

[0634] 实施例 66。实施例 65 的便携式传感器装置,其进一步包括经配置以 (iii) 确定佩戴所述便携式传感器装置的用户正执行的第二活动以及 (iv) 使用所述一或多个角运动参数中的至少一者来表征所述第二活动的逻辑。

[0635] 实施例 67。一种便携式传感器装置,其包括:第一角速率传感器,其包括两个或两个以上加速度计;第二角速率传感器,其包括加速度计和磁力计;以及经配置以确定佩戴所述便携式传感器装置的用户执行的第一活动且使用所述第一角速率传感器和/或所述第二角速率传感器的输出来表征所述第一活动的逻辑。

[0636] 实施例 68。实施例 67 的便携式传感器装置,其进一步包括经配置以确定佩戴所述便携式传感器装置的用户执行的第二活动且使用所述第一角速率传感器和/或所述第二角速率传感器的输出来表征所述第二活动的逻辑。

[0637] 实施例 69。实施例 67 的便携式传感器装置,其进一步包括经配置以确定何时使用所述第一角速率传感器且何时使用所述第二角速率传感器的逻辑。

[0638] 实施例 70。实施例 69 的便携式传感器装置,其中所述逻辑经配置以确定何时使用所述第一角速率传感器且何时使用所述第二角速率传感器包括经配置以使用所述第一角速率传感器的输出来表征所述第一活动且使用所述第二角速率传感器的输出来表征所述第二活动的又一逻辑。

[0639] 实施例 71。实施例 67 的便携式传感器装置,其中所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器共享所述便携式传感器装置中的至少一个加速度计。

[0640] 实施例 72。一种便携式传感器装置,其包括:两个或两个以上加速度计,其中所述两个或两个以上加速度计中的每一加速度计位于所述便携式传感器装置中的不同位置且是三轴加速度计;至少一个磁力计,其中所述磁力计是三轴磁力计;第一控制逻辑,其经配置以从所述两个或两个以上加速度计中的至少两者获得第一加速度数据且从以下各者确定第一角运动数据:(a) 所述第一加速度数据和 (b) 指示所述两个或两个以上加速度计中的所述至少两者相对于彼此的定位数据;第二控制逻辑,其经配置以从所述两个或两个以上加速度计中的至少一者获得第二加速度数据且从所述至少一个磁力计获得磁性航向数据且从以下各者确定第二角运动数据:(a) 所述加速度数据和 (b) 所述磁性航向数据;以及第三控制逻辑,其经配置以提供角运动数据,其中:所述角运动数据包含多个数据片段,所述第三控制逻辑经配置以至少部分基于一或多个因数从由以下各者组成的群组选择用于每一数据片段的角运动数据:所述第一角运动数据、所述第二角运动数据以及组合的所述第一角运动数据和所述第二角运动数据,所述一或多个因数选自由以下各者组成的群组:一或多个先前数据片段的所述角运动数据,所述便携式传感器装置的电池的电量,基

于活动类型的用户选择确定的所述活动类型,以及所述便携式传感器装置基于来自所述便携式传感器装置的一或多个传感器的数据自动确定的活动类型。

[0641] 实施例 73。实施例 72 的便携式传感器装置,其中所述第一控制逻辑、所述第二控制逻辑和所述第三控制逻辑聚集地进一步经配置以:至少部分响应于所述第三控制逻辑从所述第二角运动数据或组合的所述第一角运动数据和所述第二角运动数据的所述角运动数据选择而致使所述至少一个磁力计置于第一功率使用状态,且至少部分响应于所述第三控制逻辑从所述第一角运动数据的所述角运动数据选择而致使所述至少一个磁力计置于第二功率使用状态,其中所述至少一个磁力计在所述第二功率使用状态中消耗比所述第一功率使用状态中少的功率。

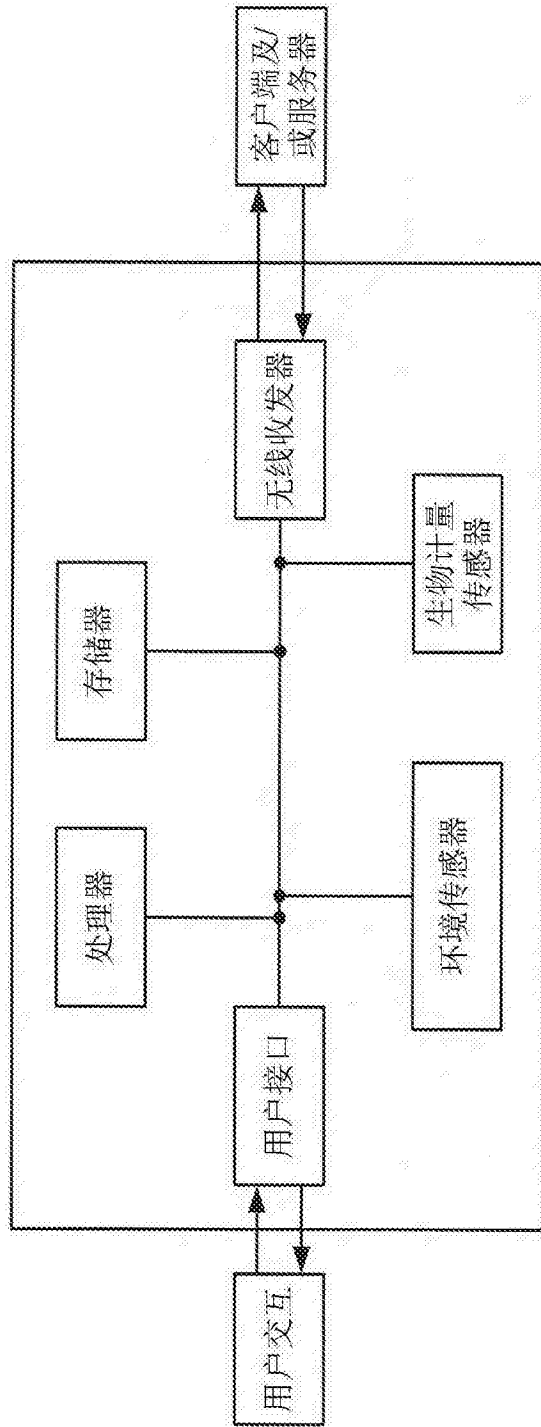


图 1

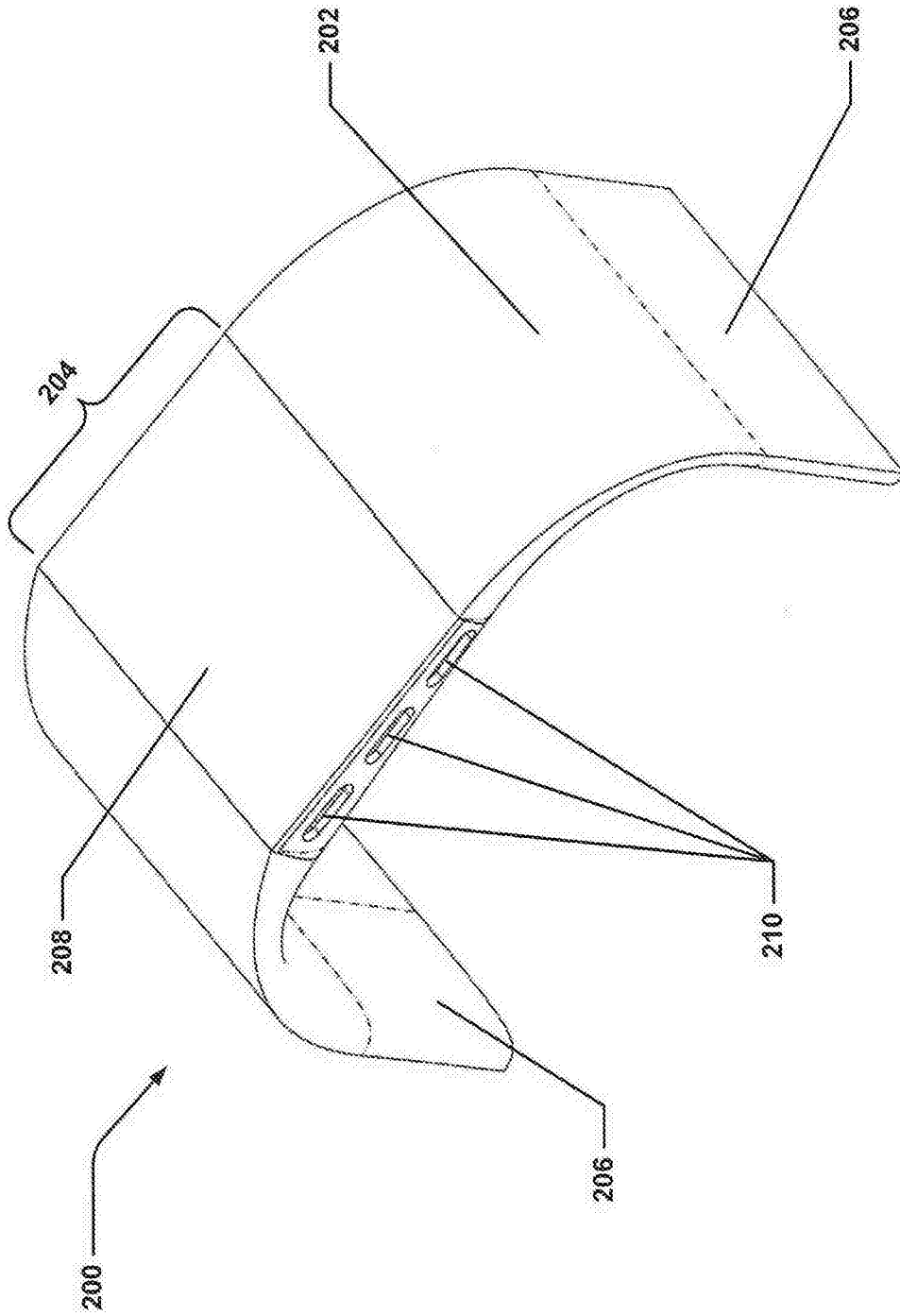


图 2A

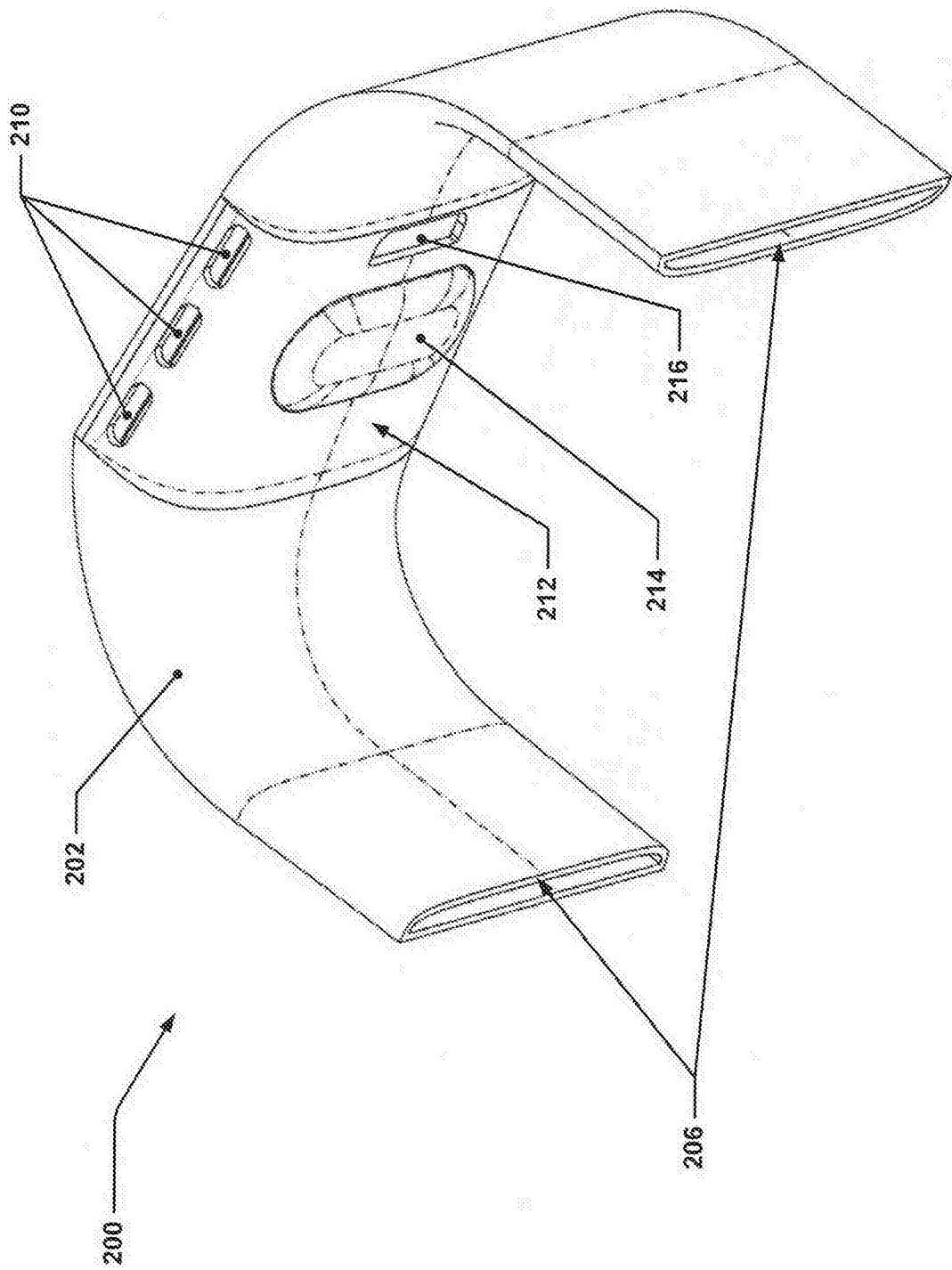


图 2B

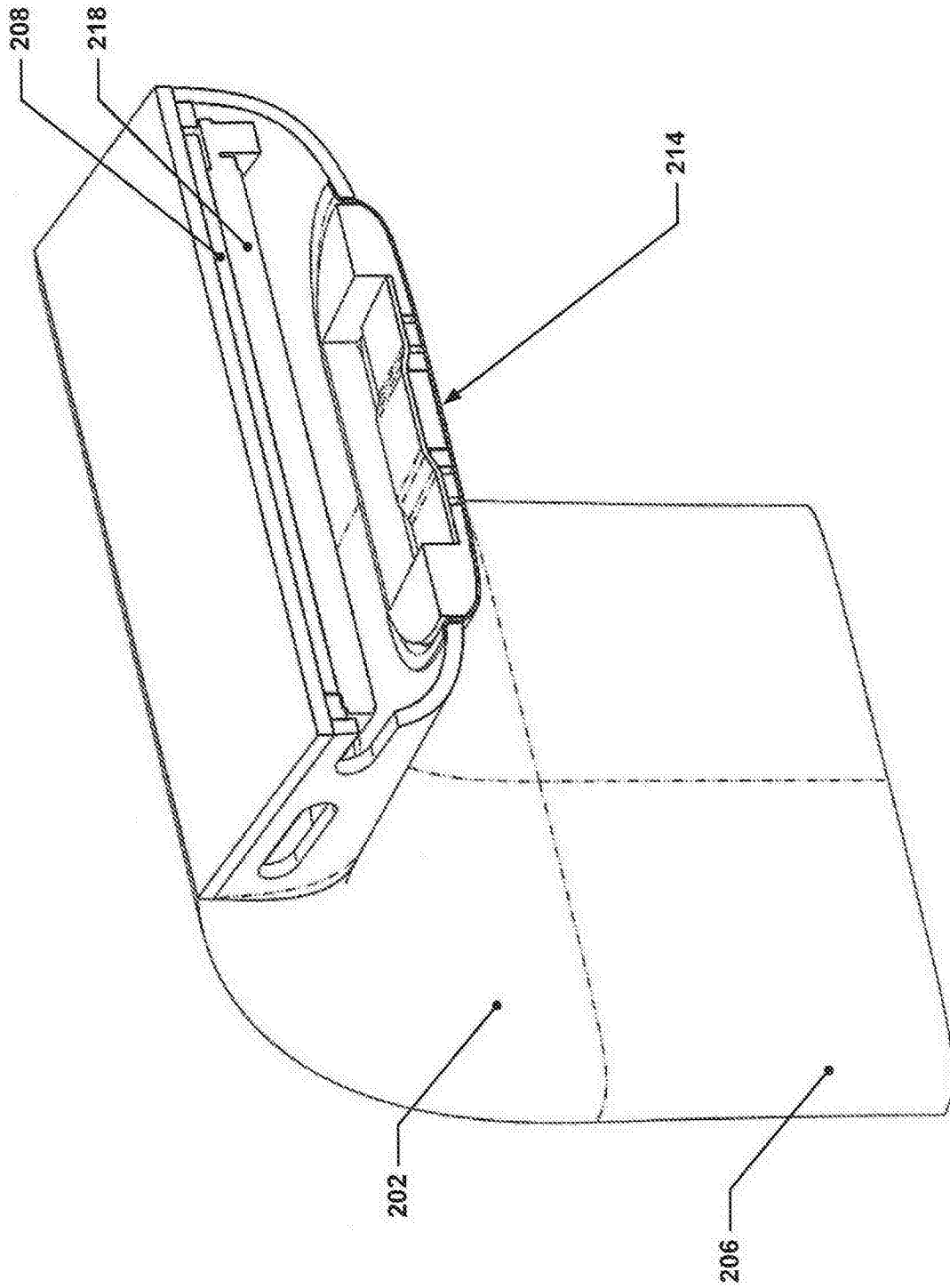


图 2C

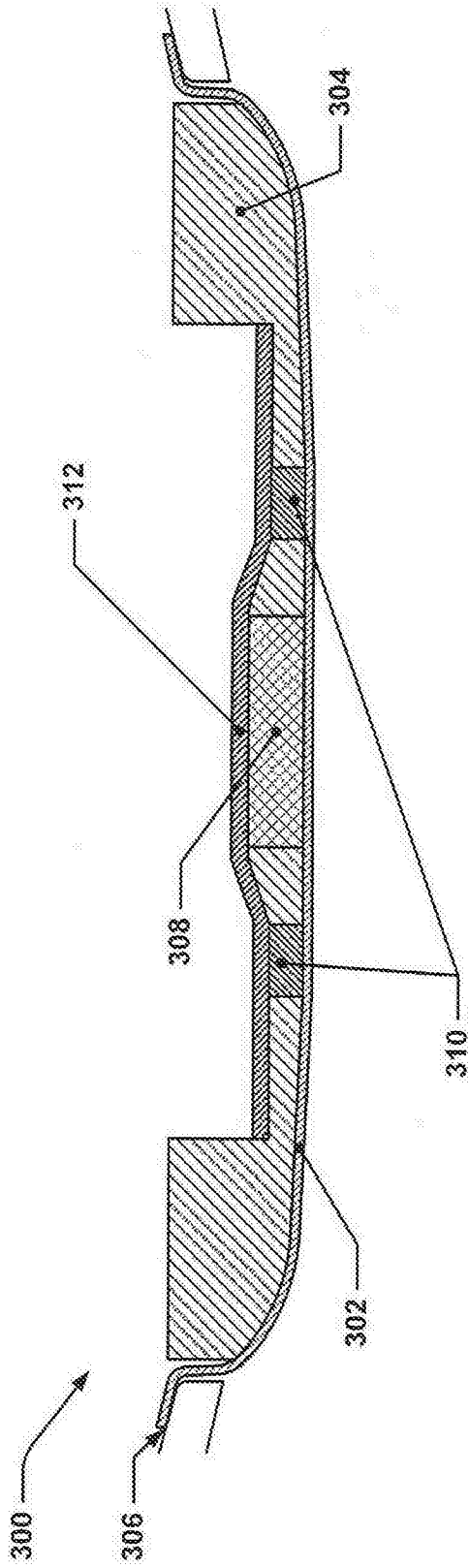


图 3A

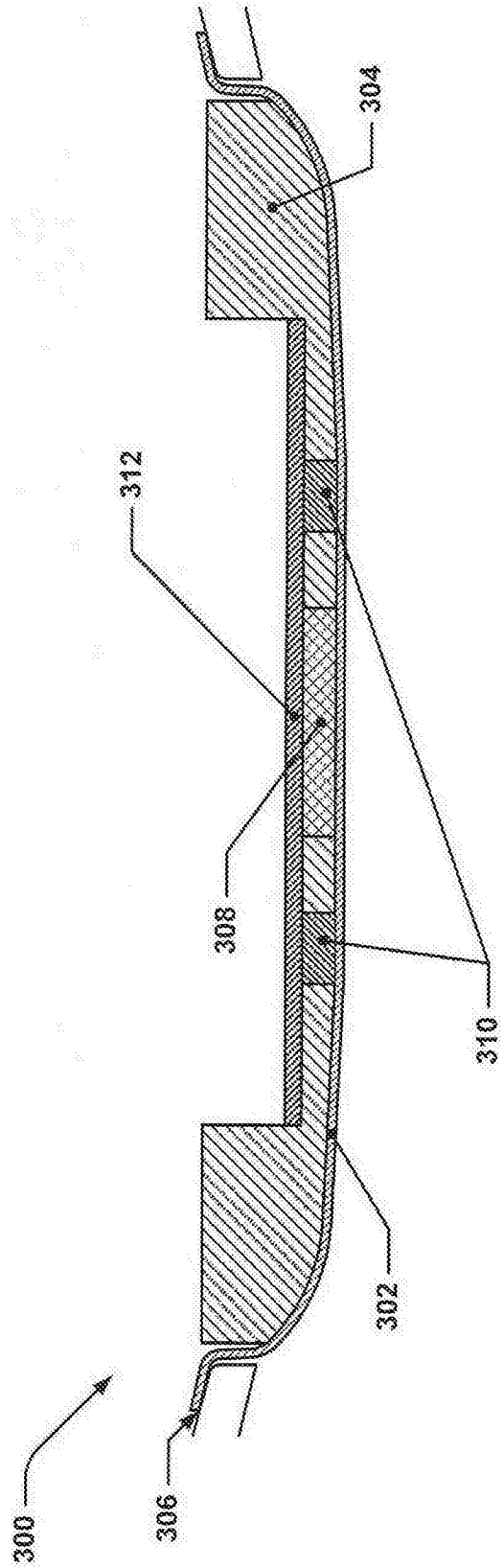


图 3B

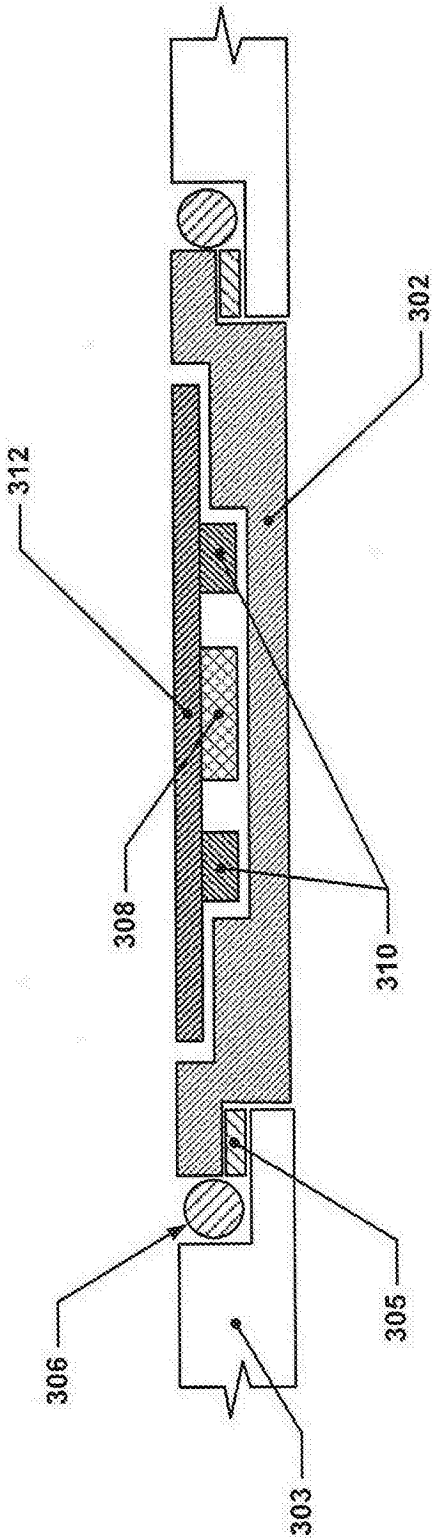


图 3C

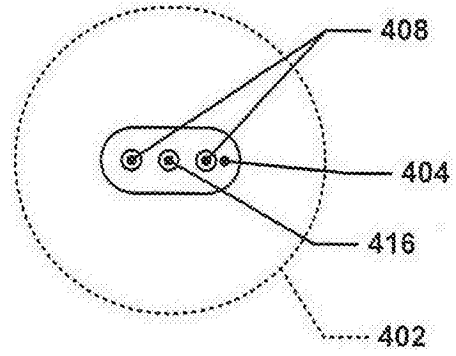


图 4A

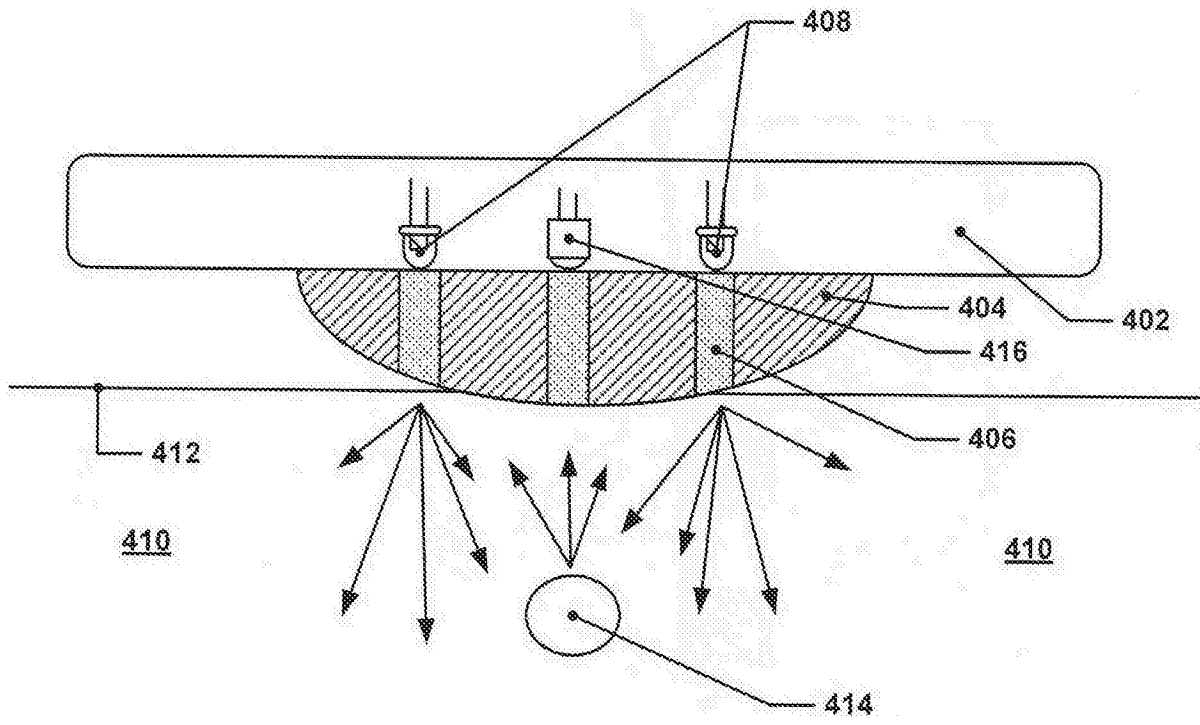


图 4B

突起细节

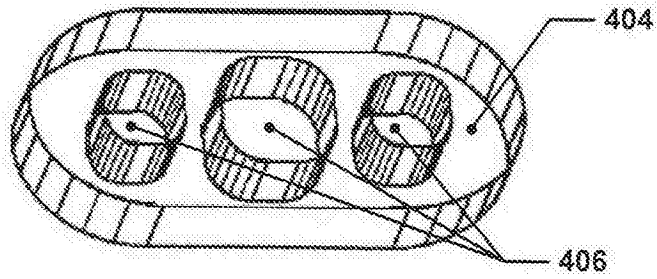


图 4C

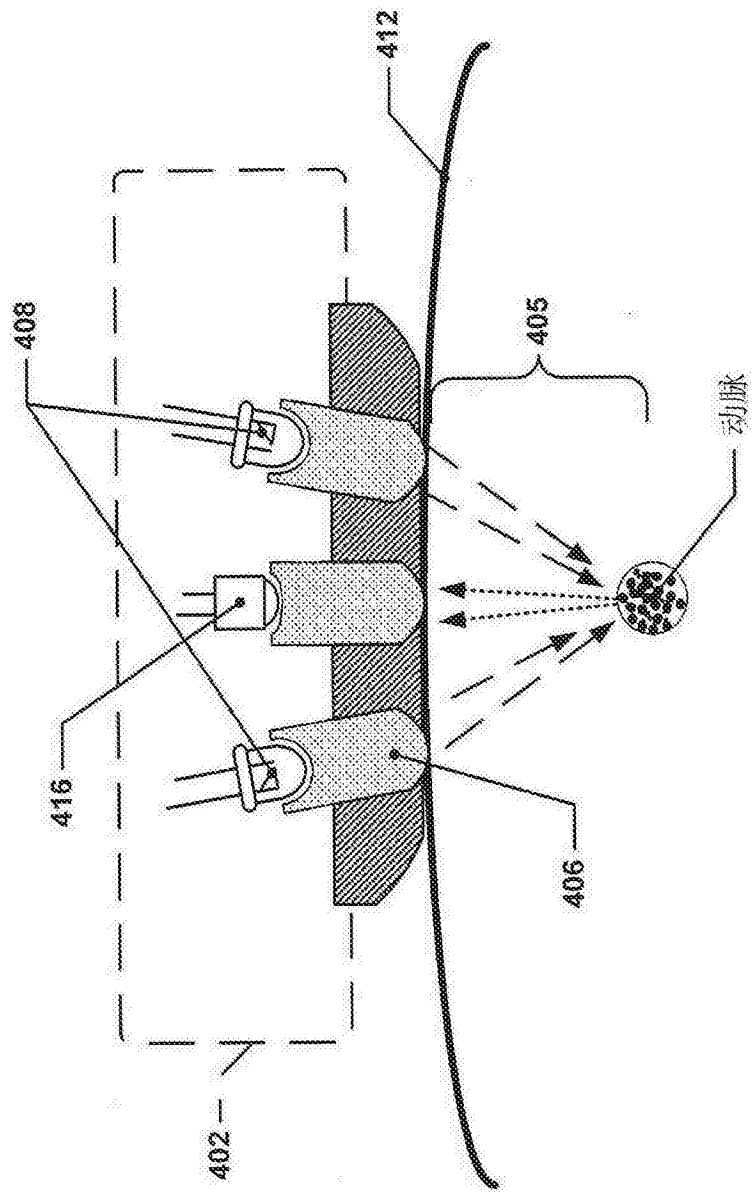


图 5

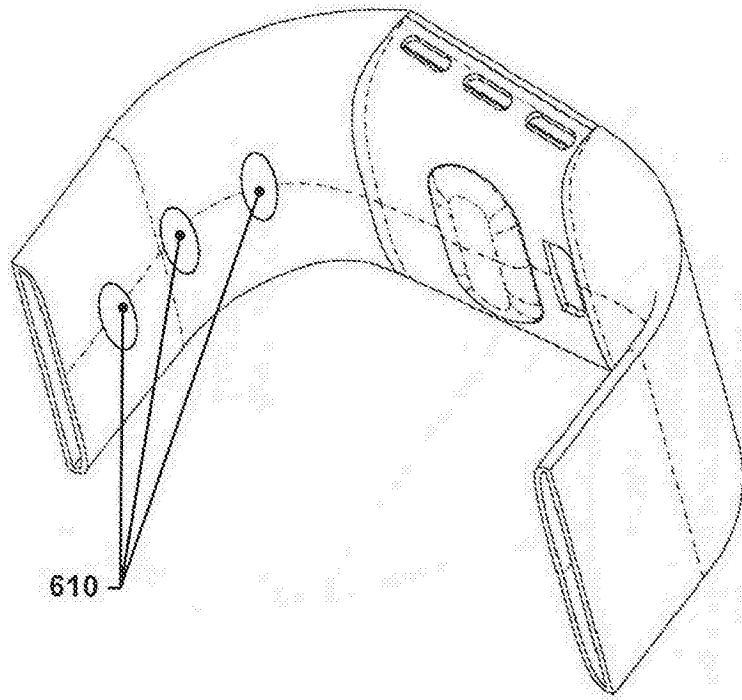


图 6A

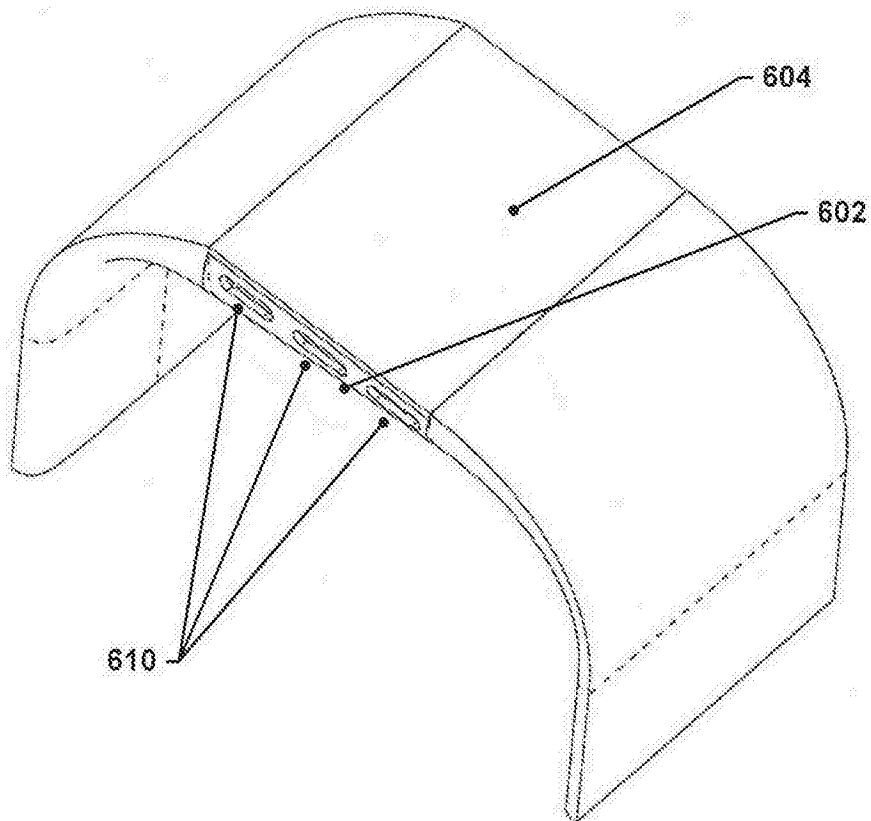


图 6B

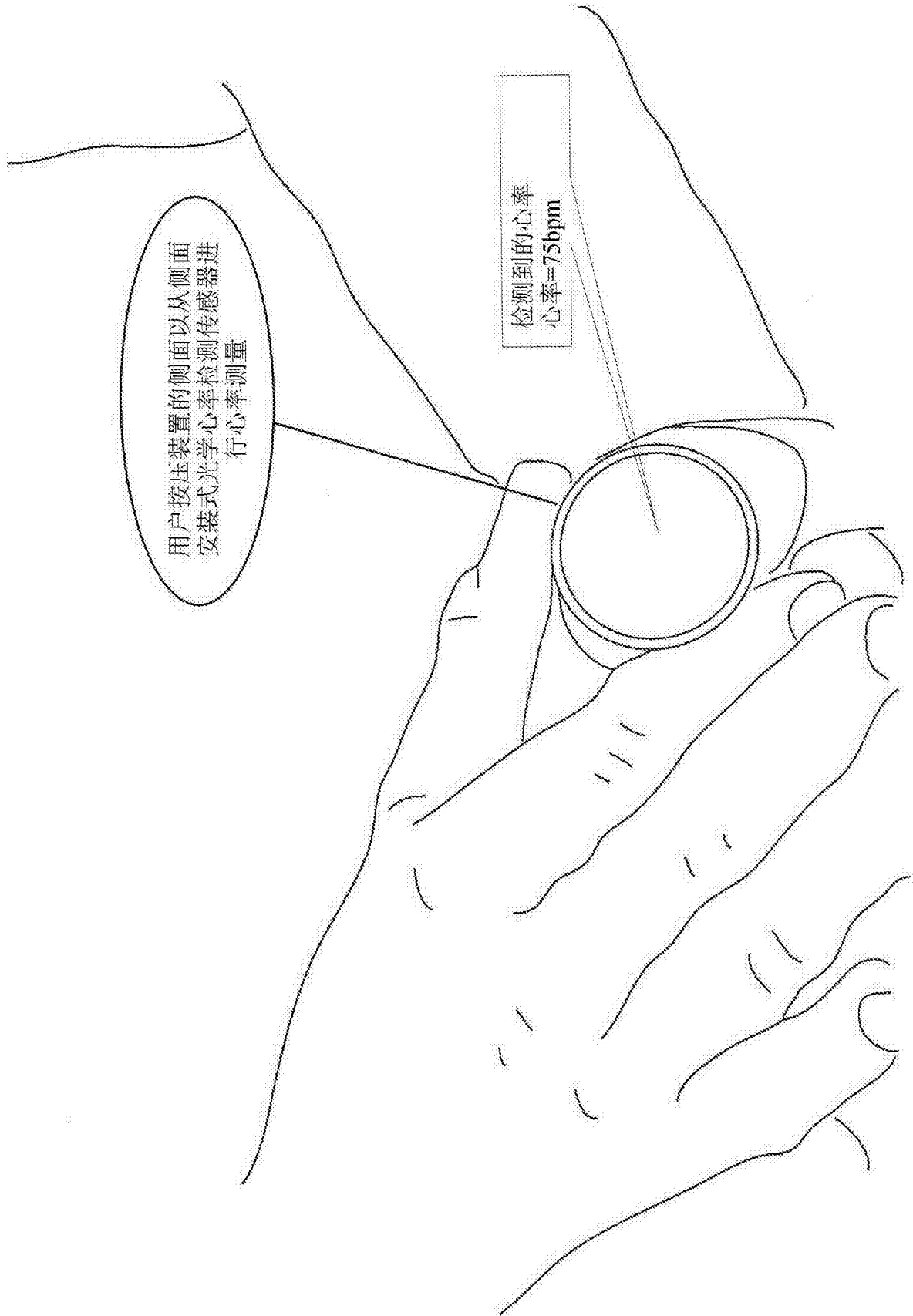


图 7

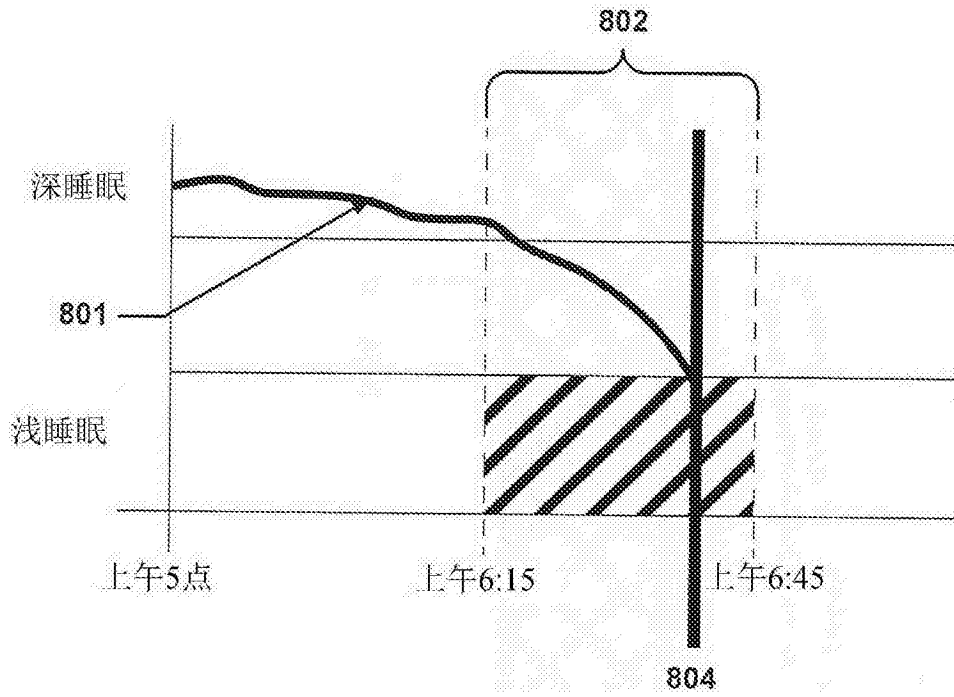


图 8

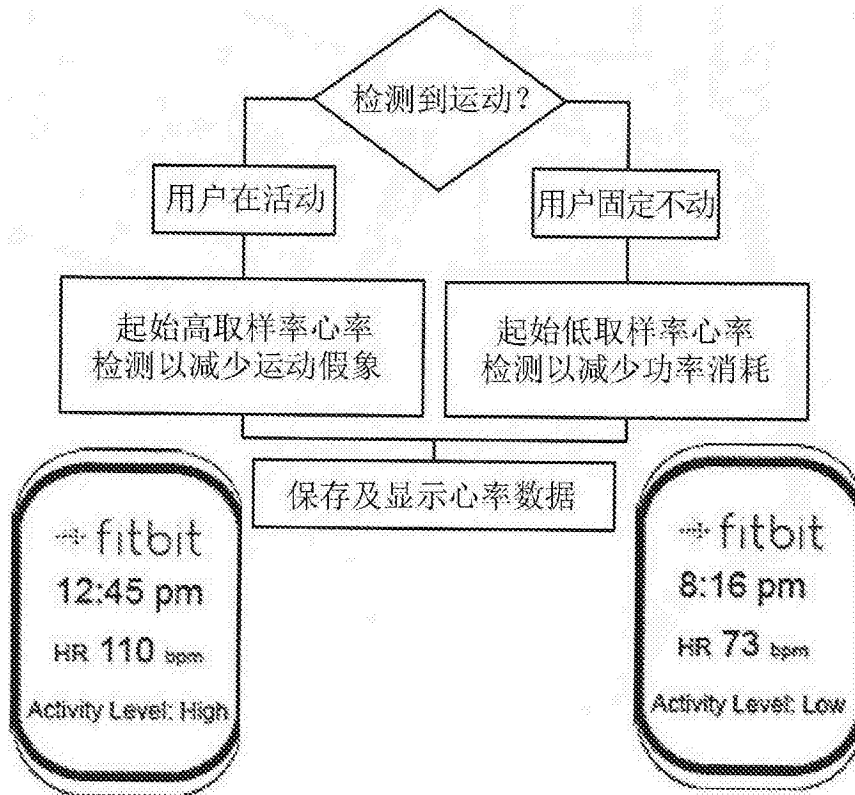


图 9

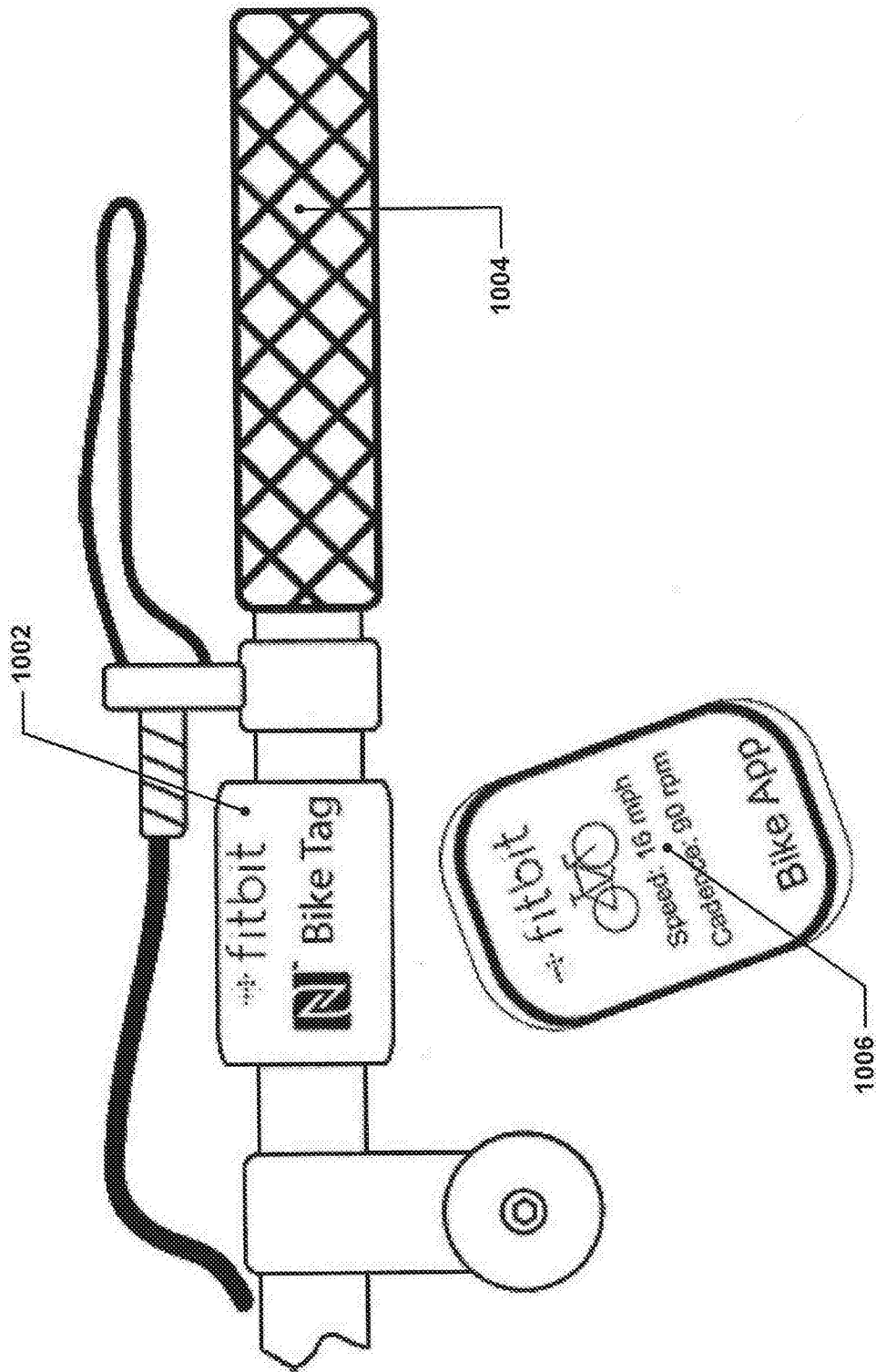


图 10

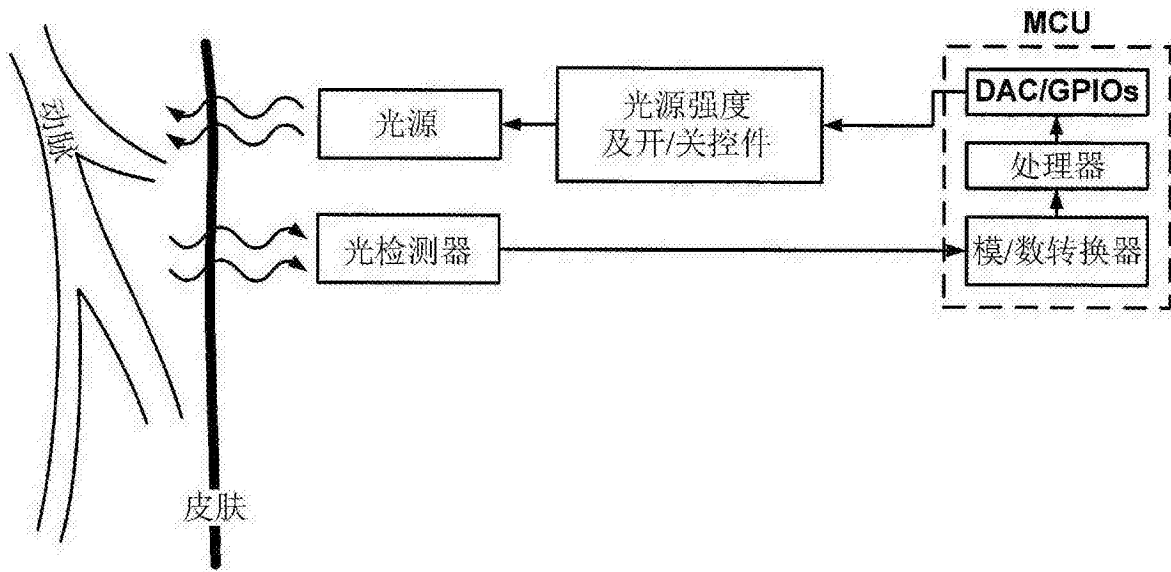


图 11A

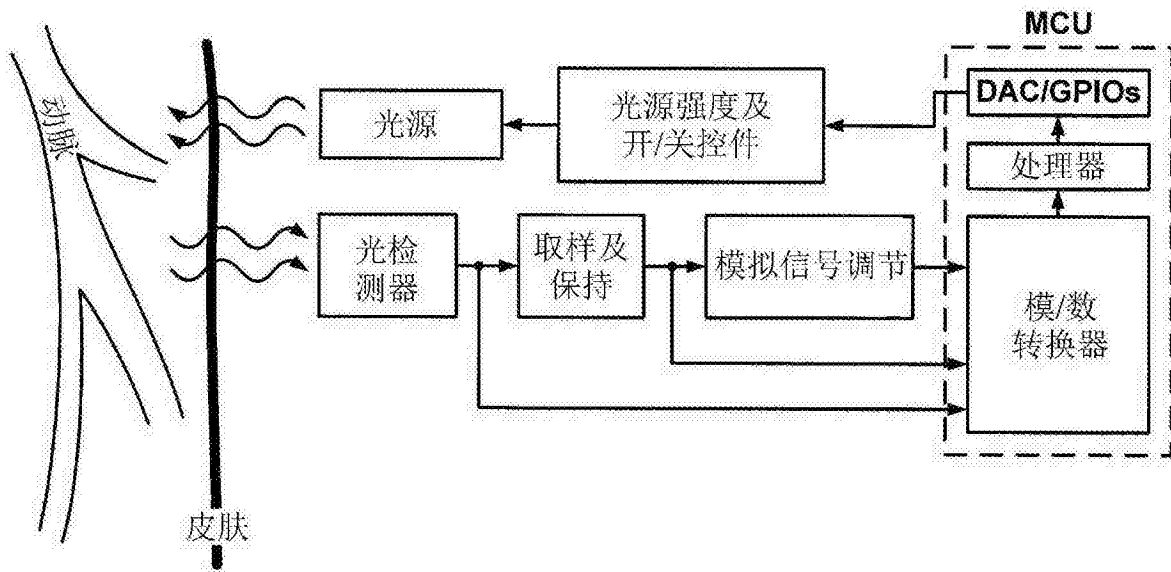


图 11B

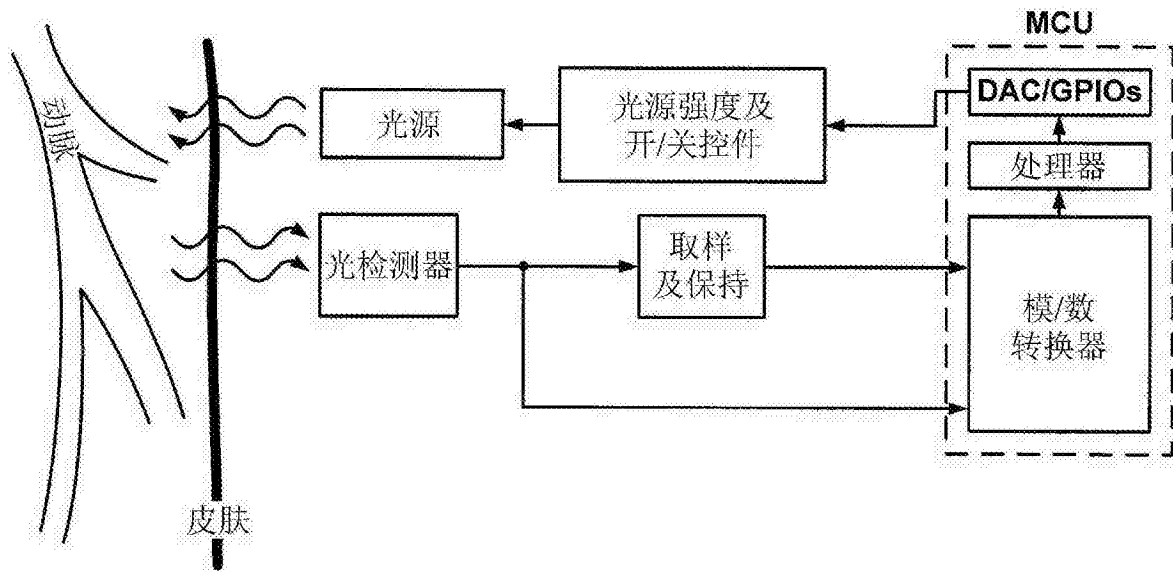


图 11C

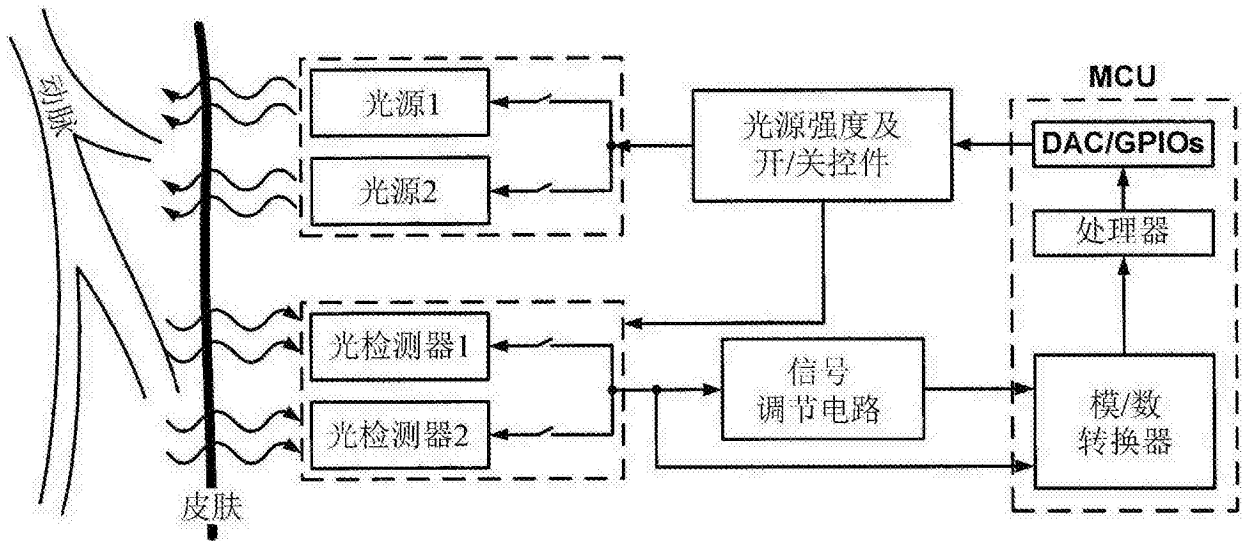


图 11D

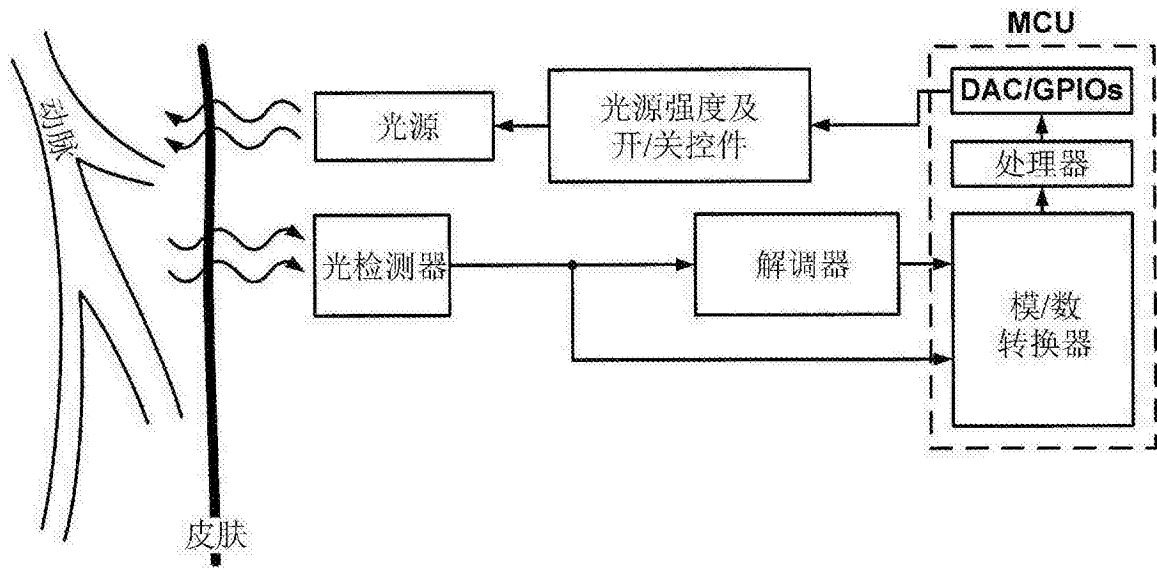


图 11E

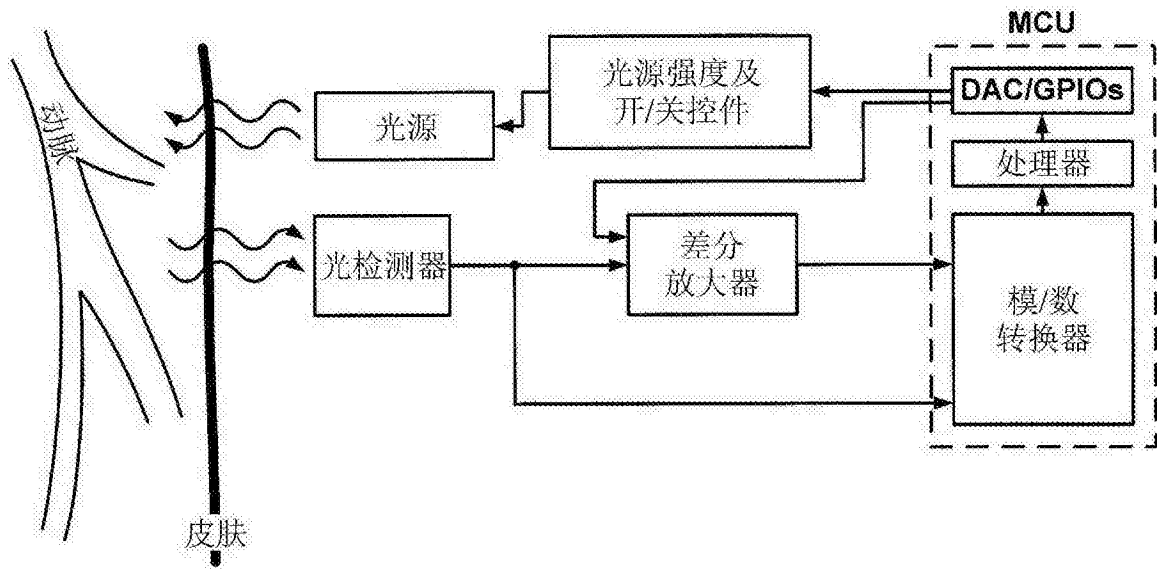


图 11F

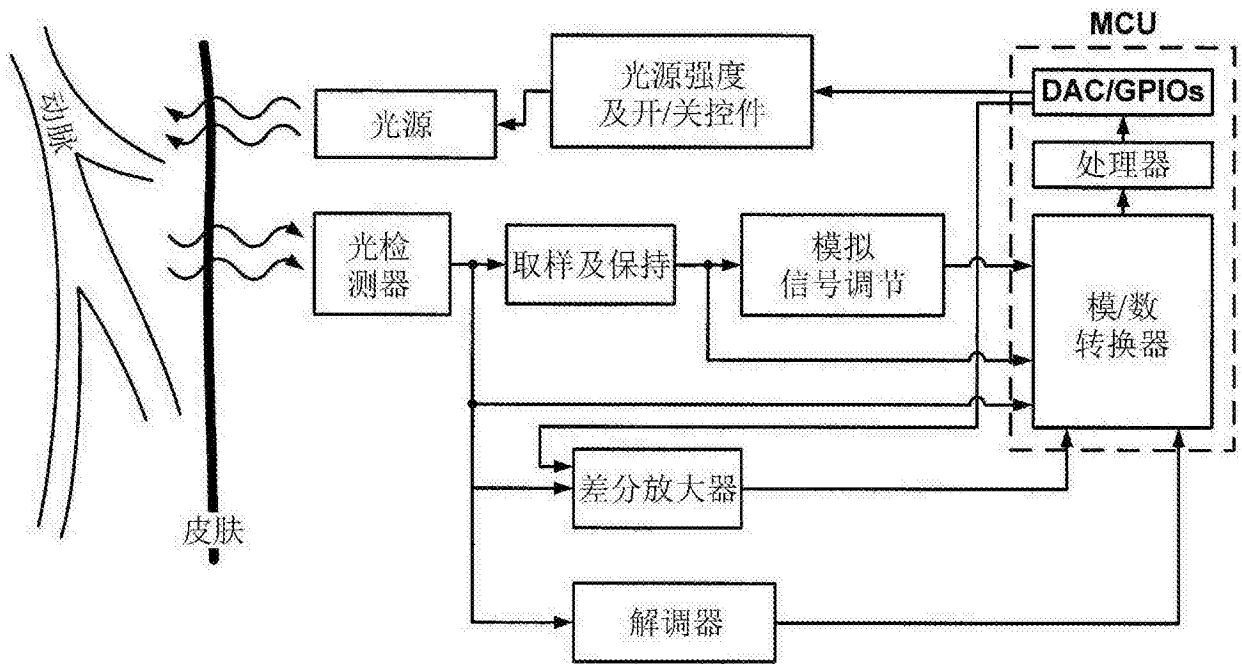


图 11G

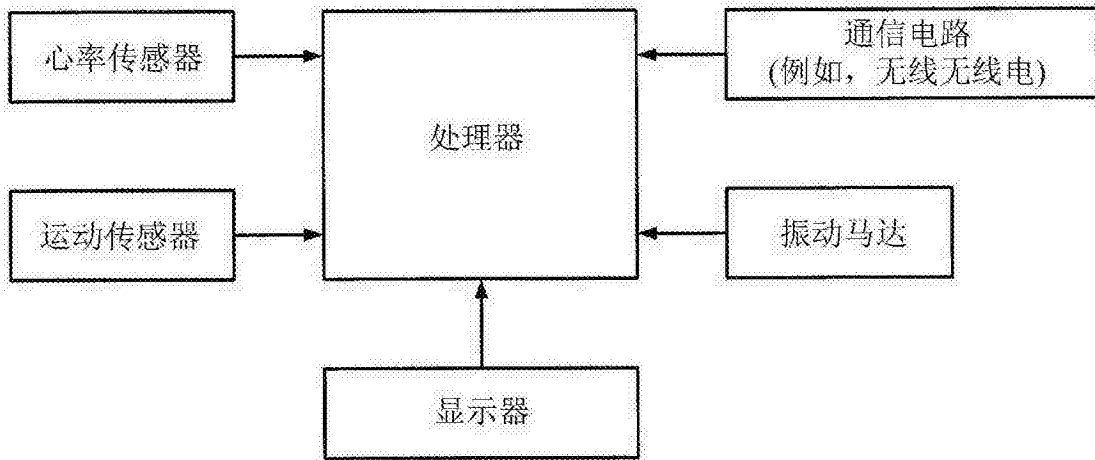


图 12A

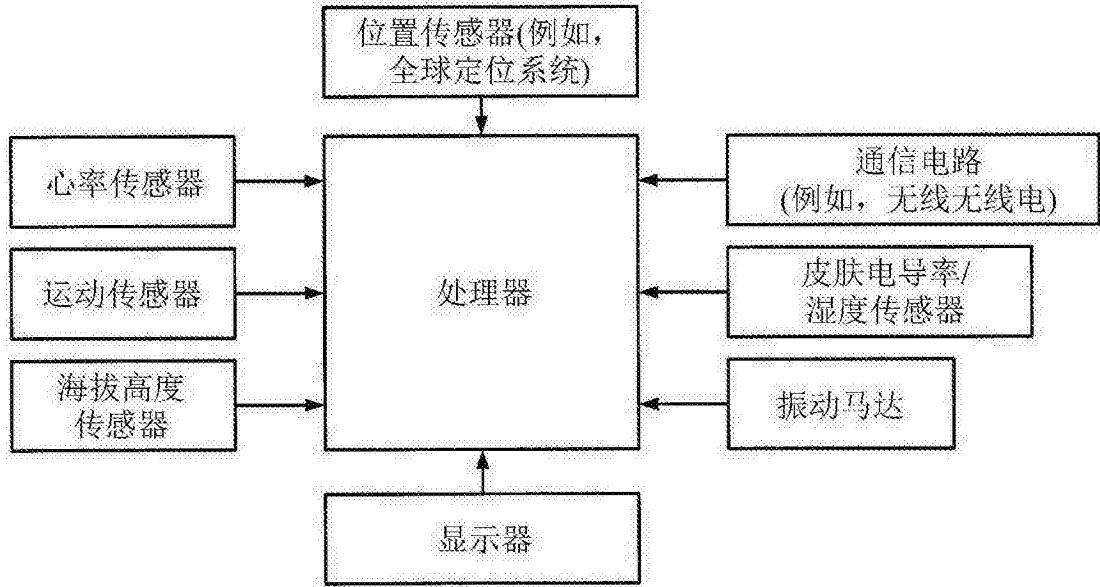


图 12B

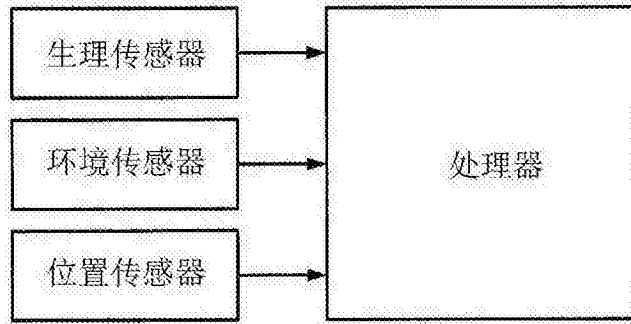


图 12C

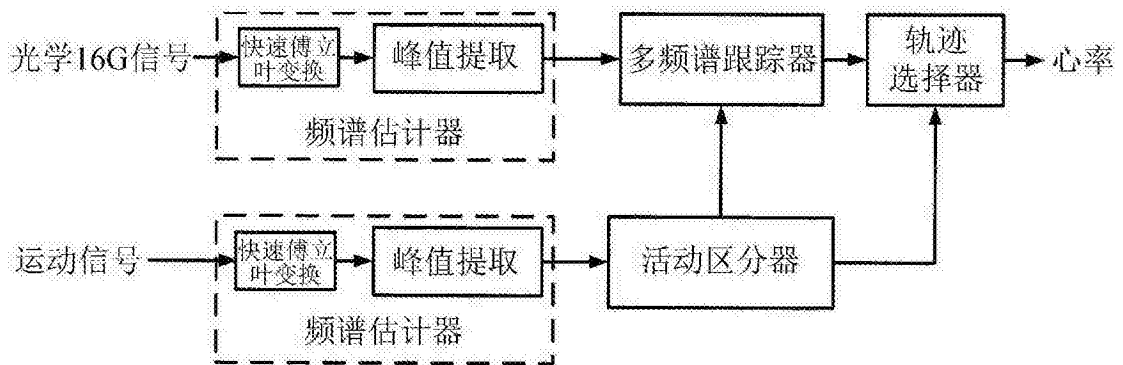


图 13A

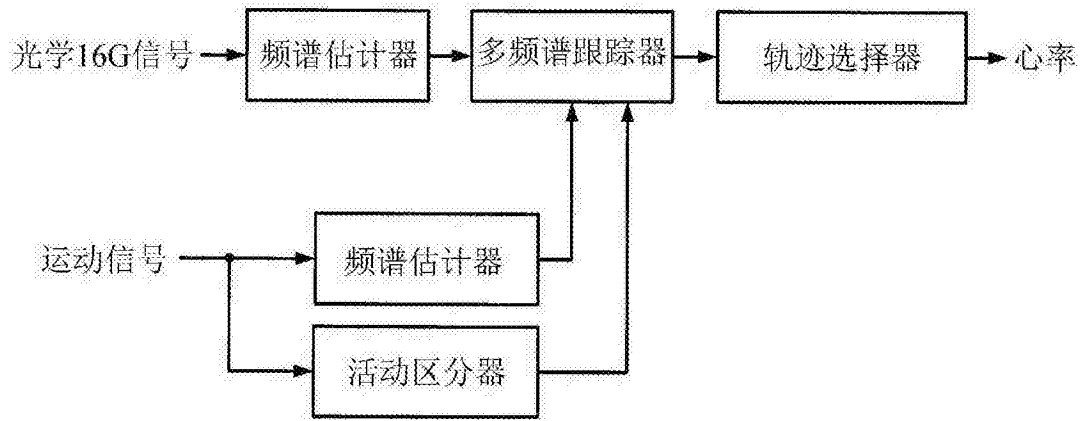


图 13B

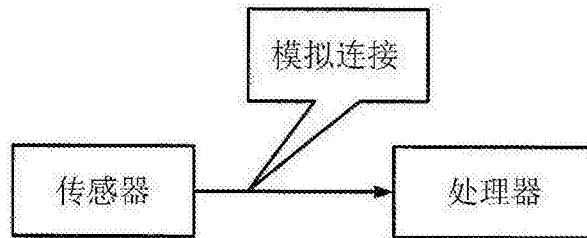


图 14A(现有技术)

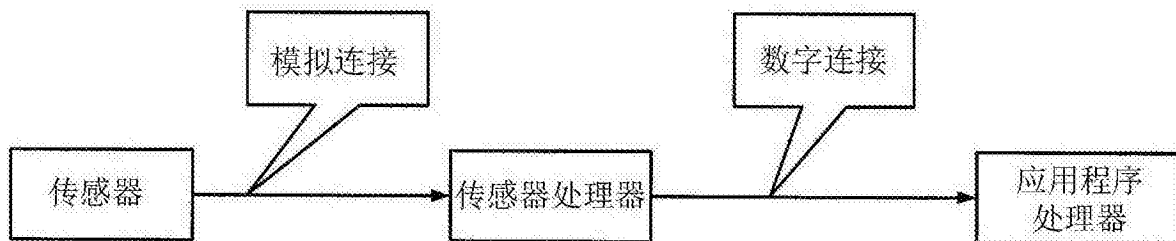


图 14B

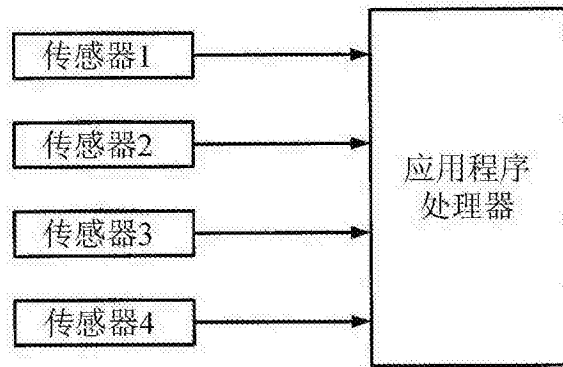


图 14C

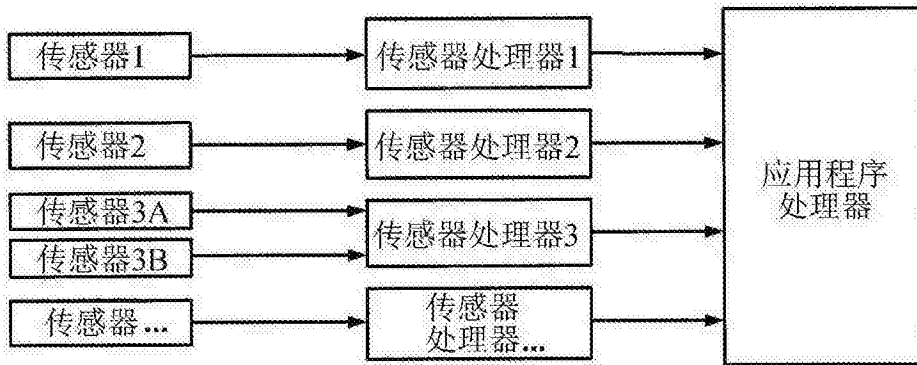


图 14D

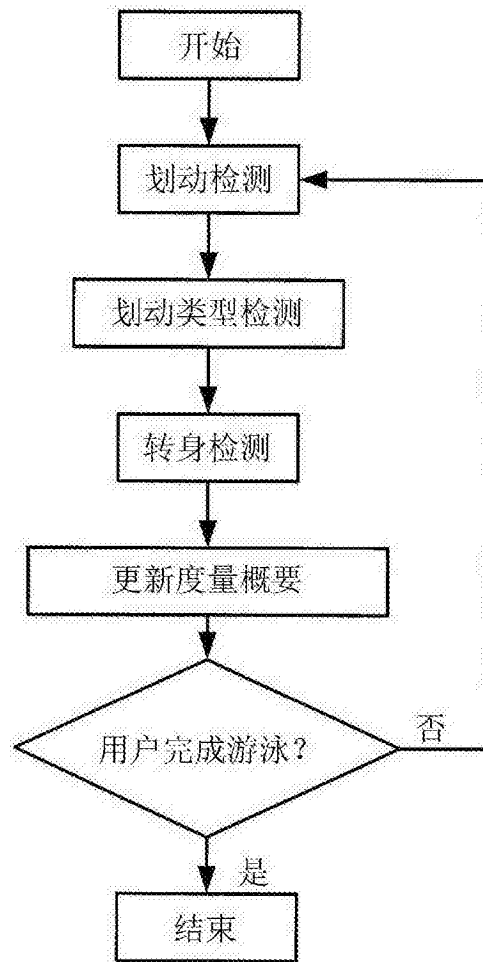


图 15A

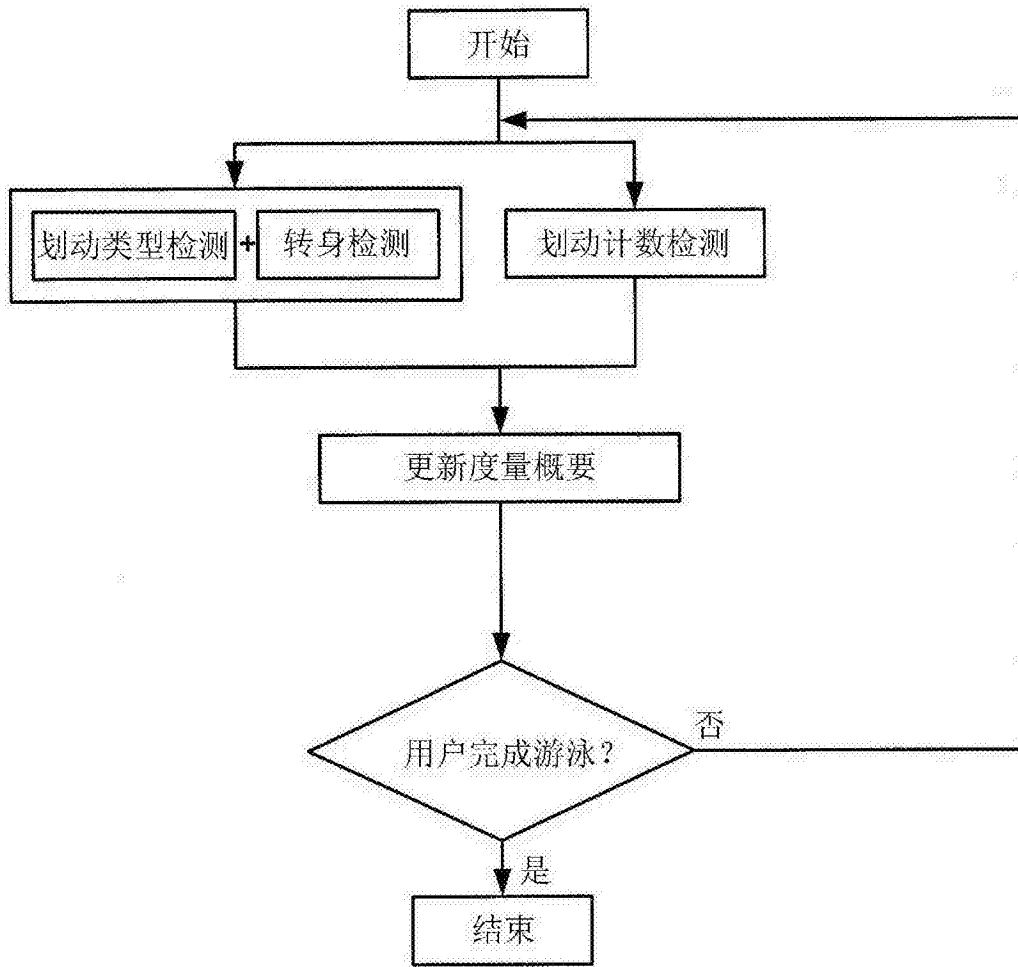


图 15B

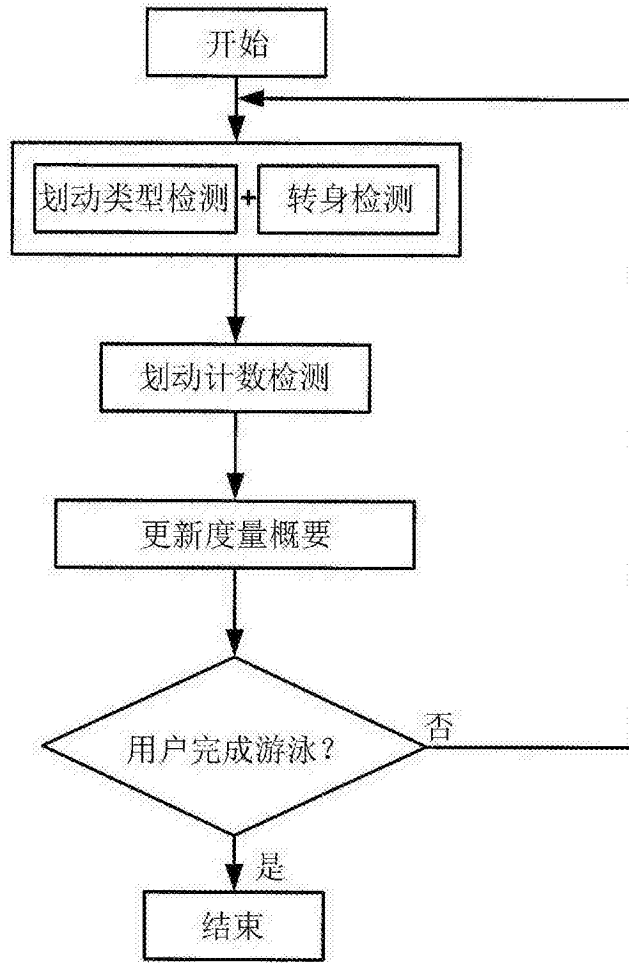


图 15C

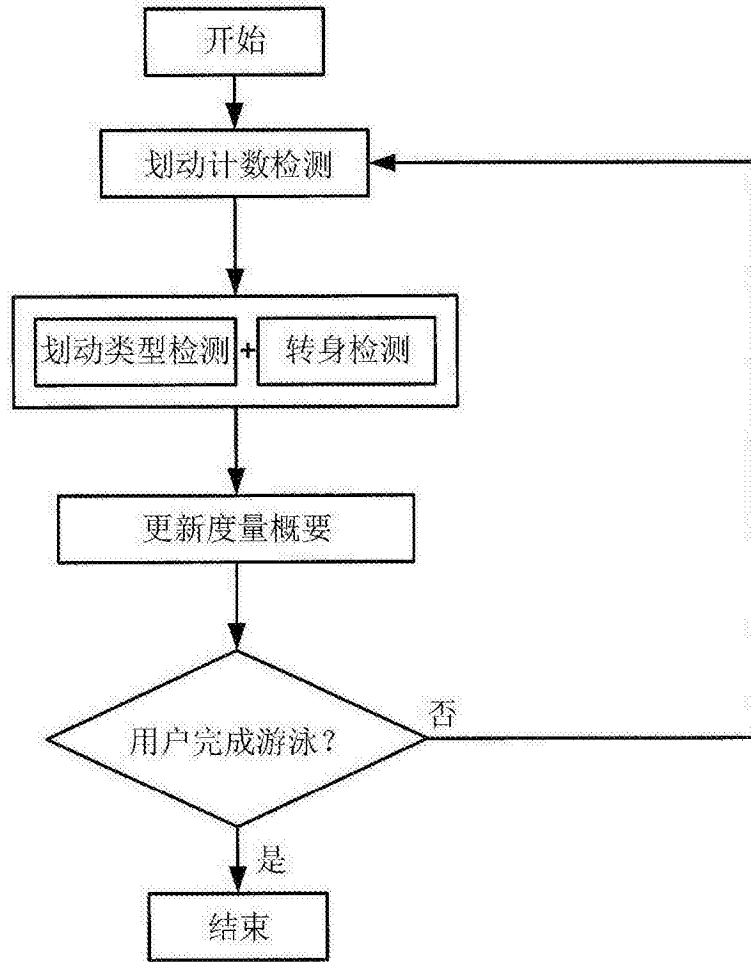


图 15D

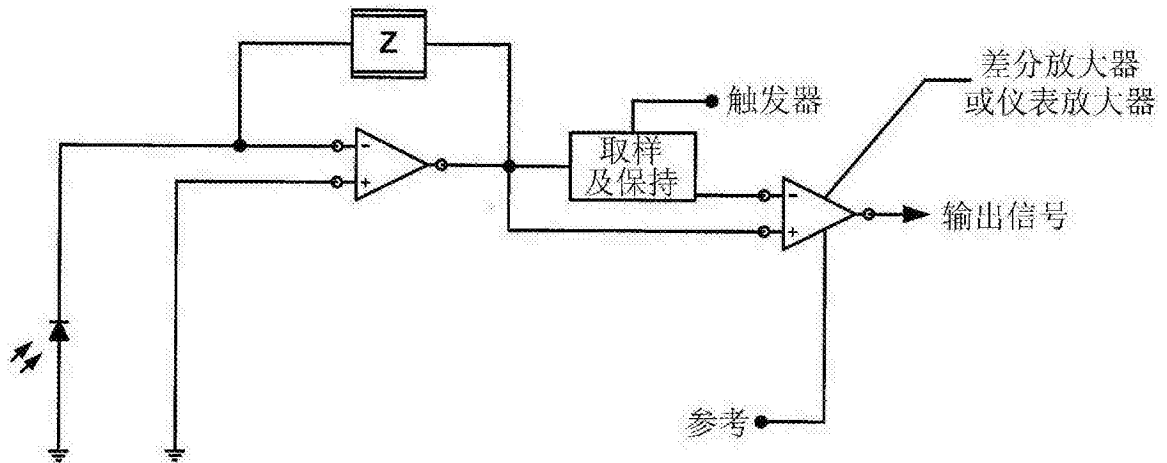


图 16A

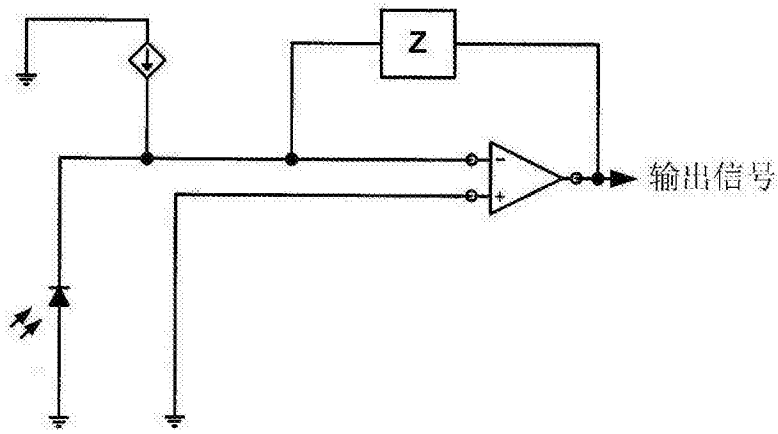


图 16B

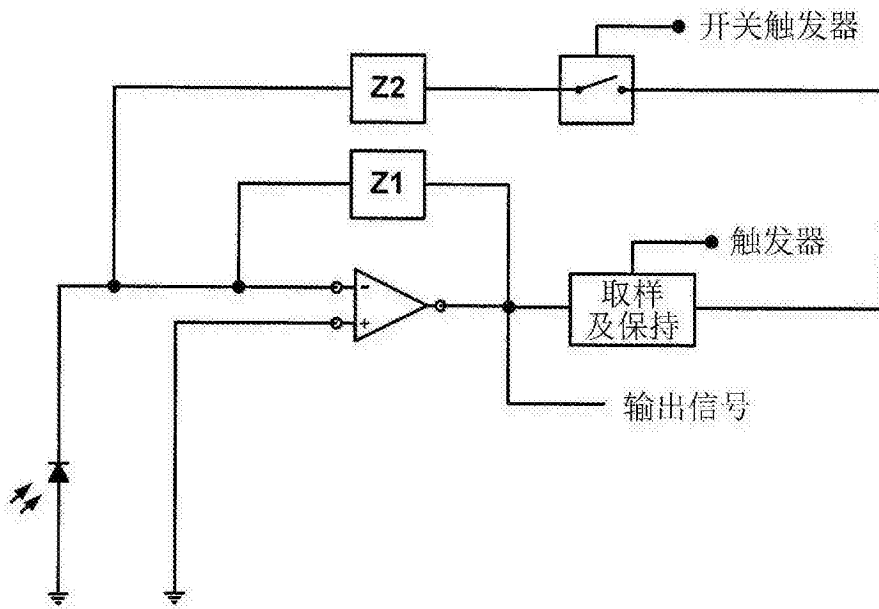


图 16C

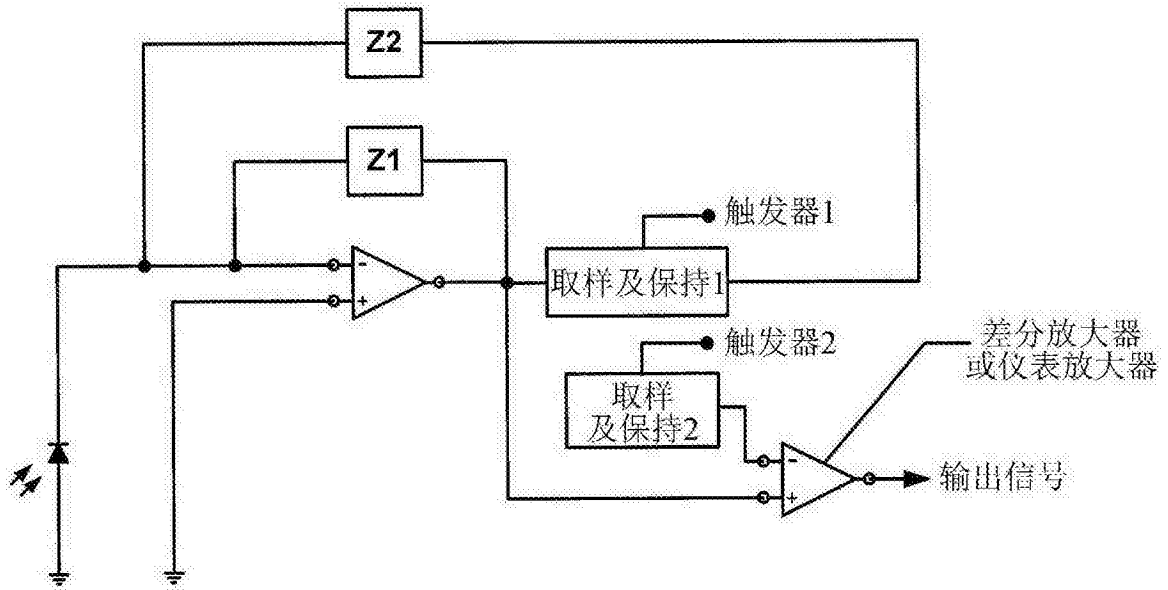


图 16D

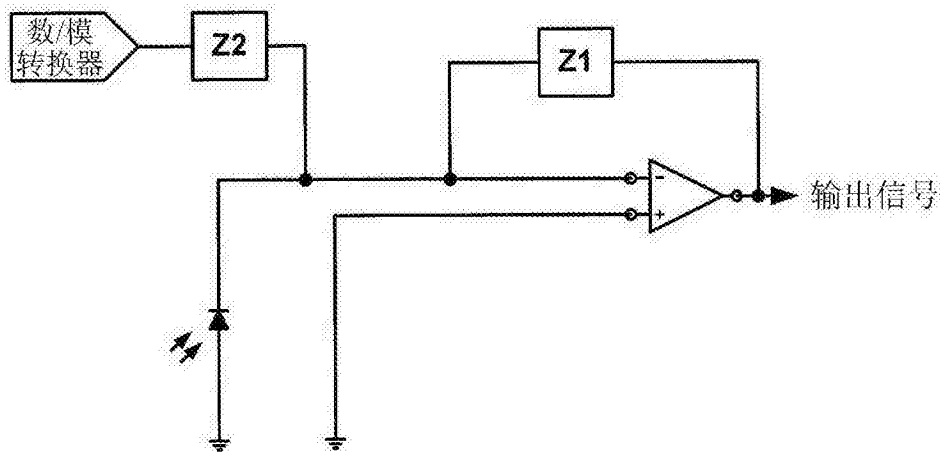


图 16E

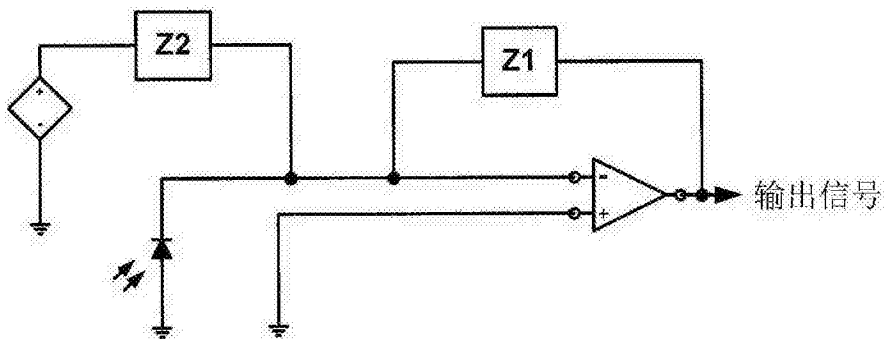


图 16F

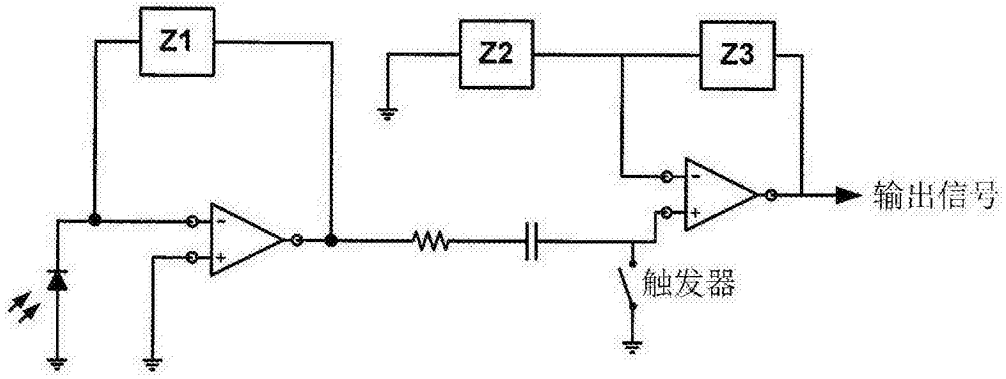


图 16G

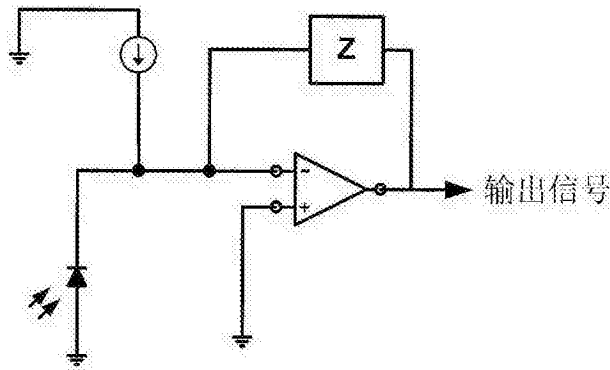


图 16H

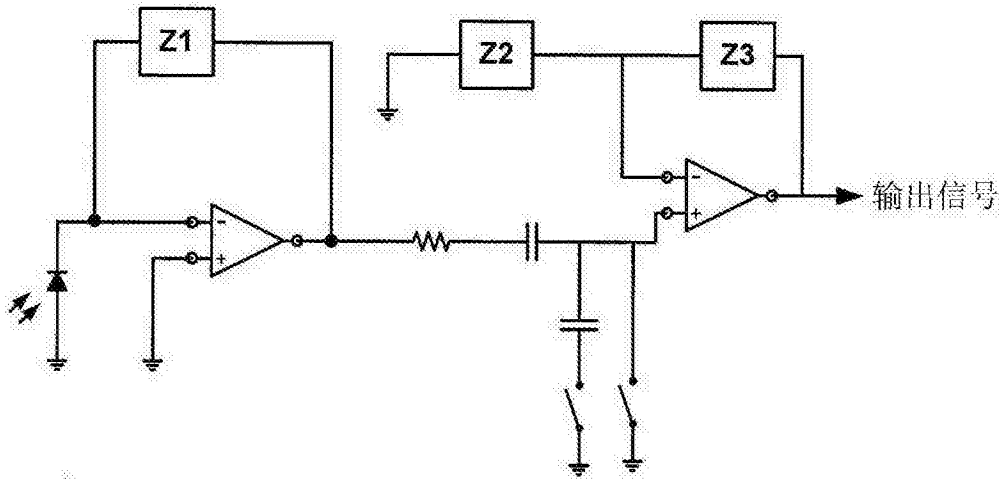


图 16I

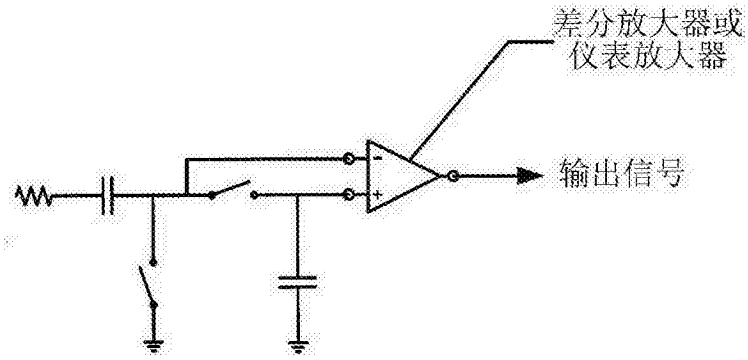


图 16J

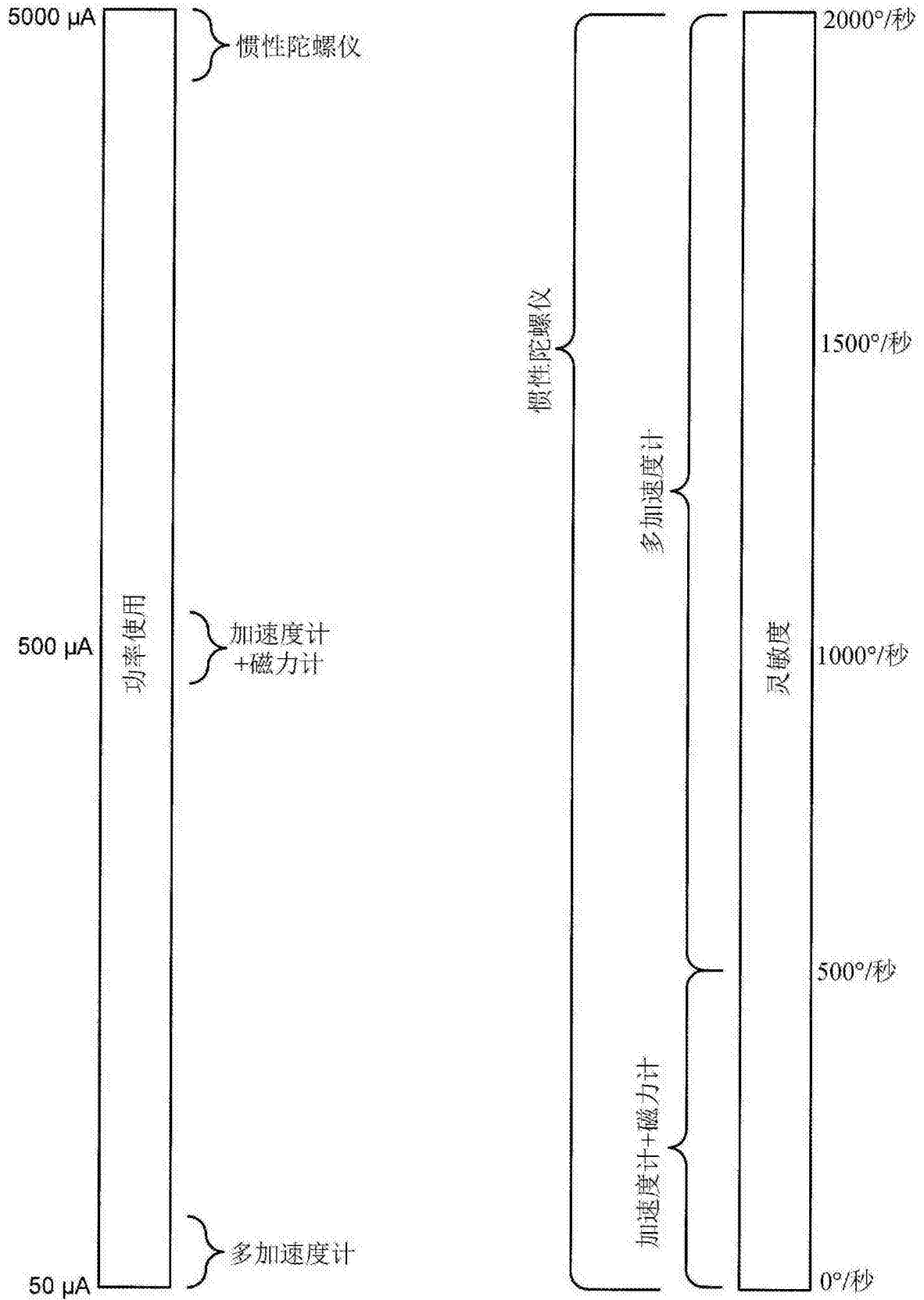


图 17

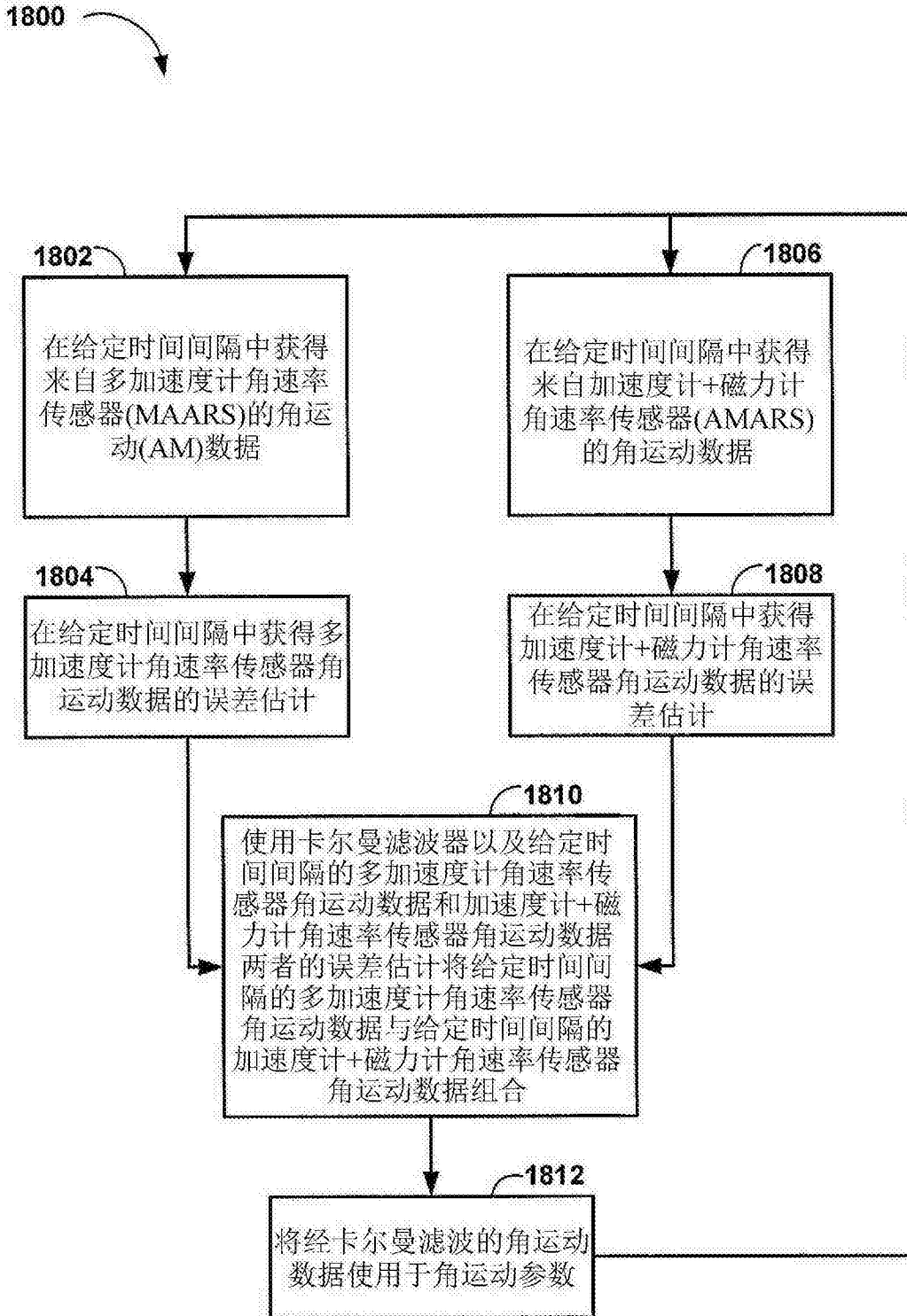


图 18

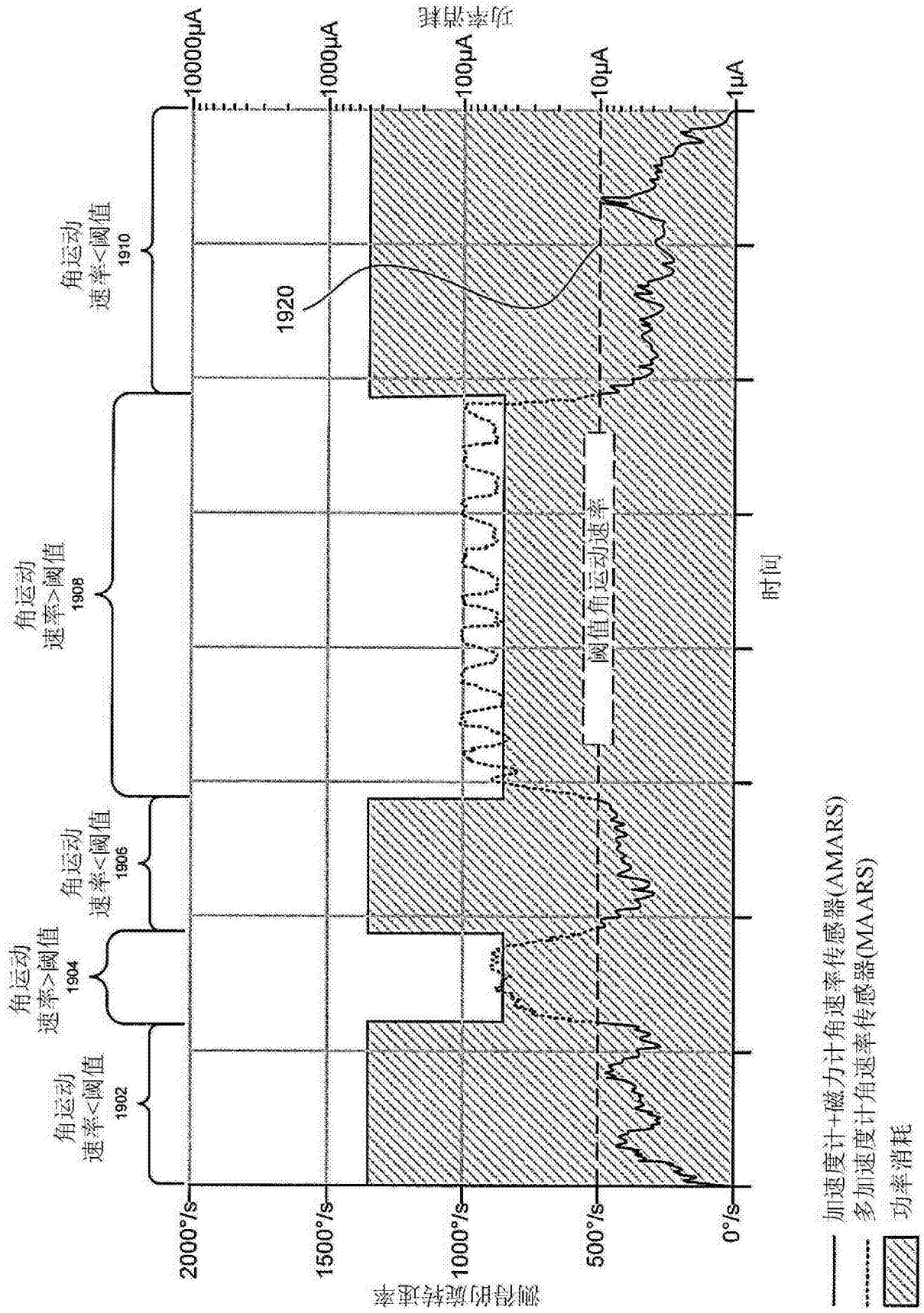


图 19

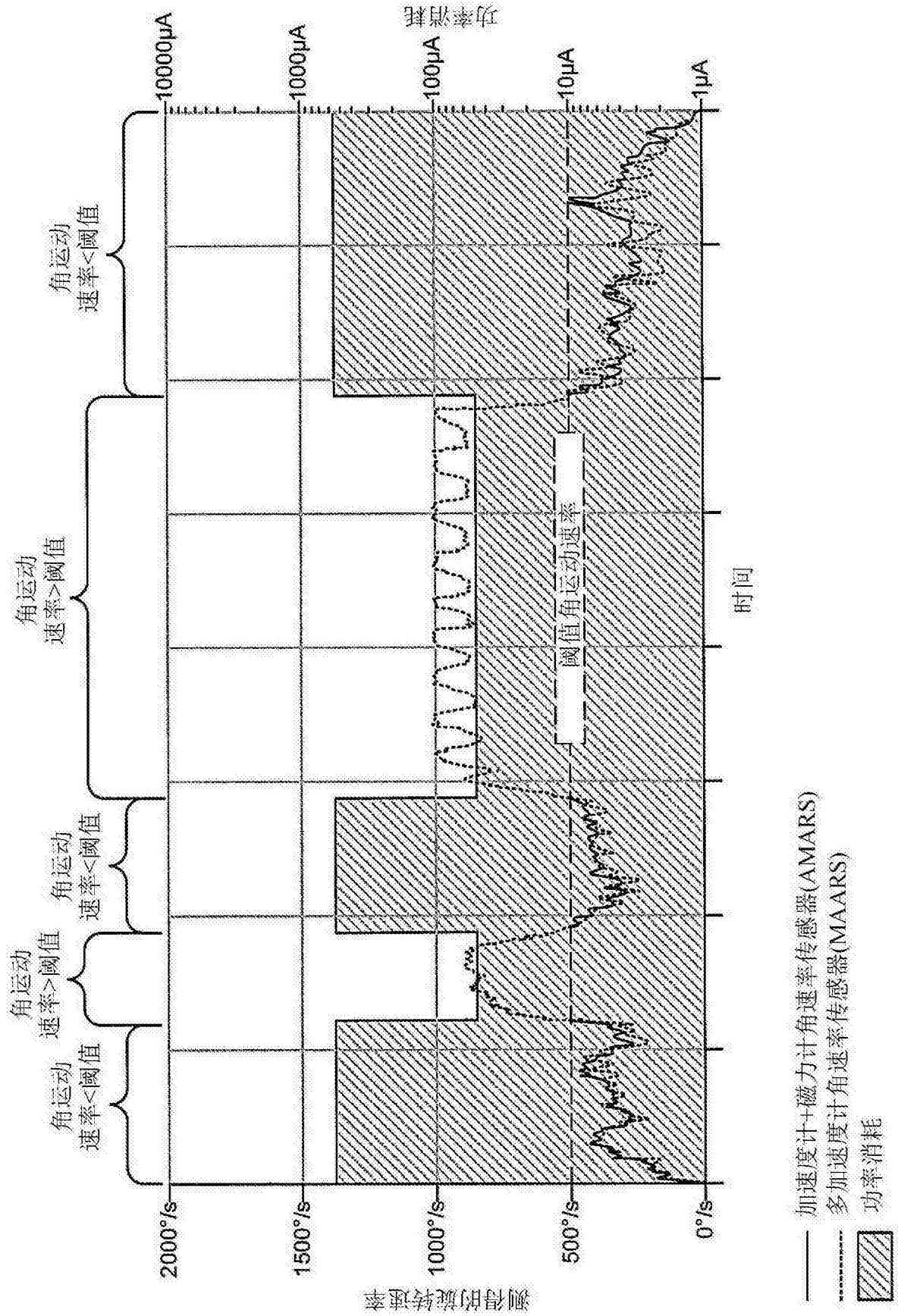


图 20

2100

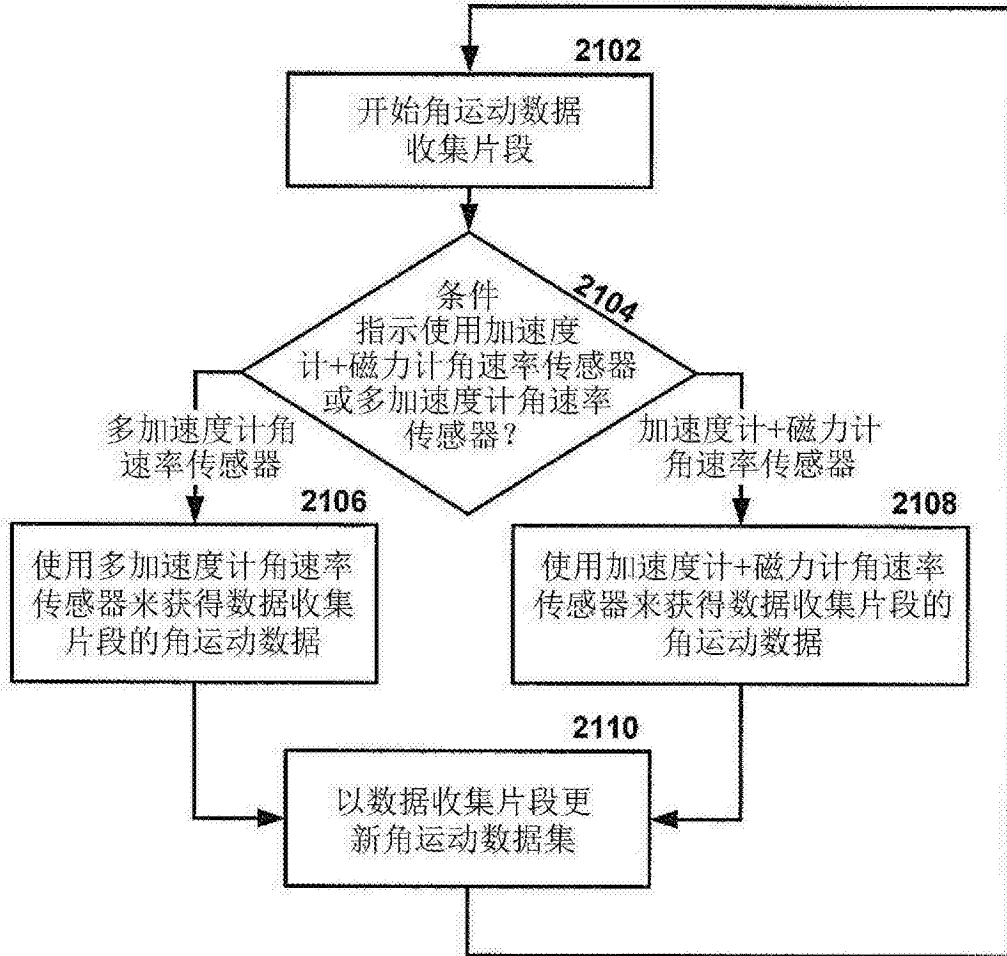


图 21

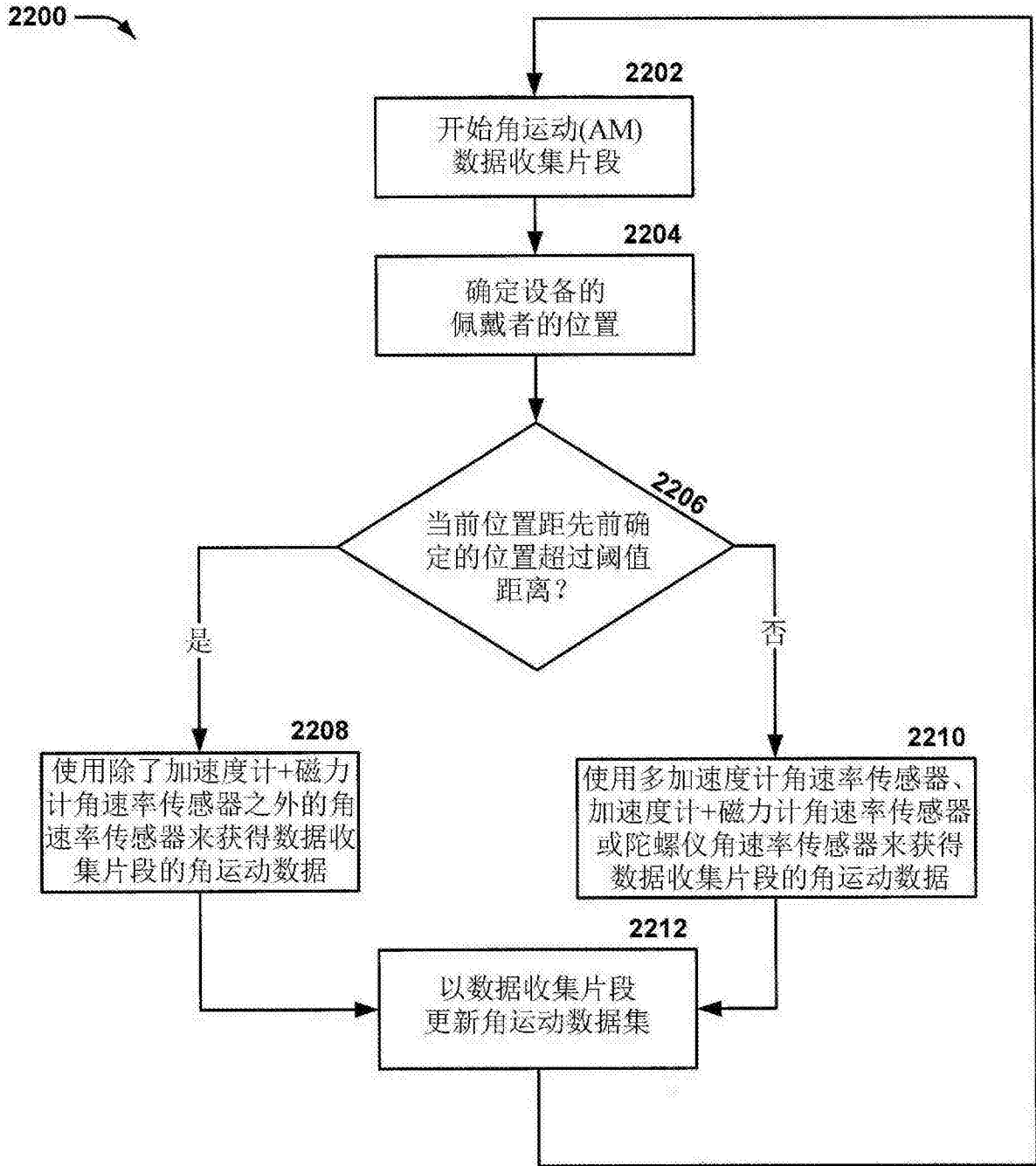


图 22

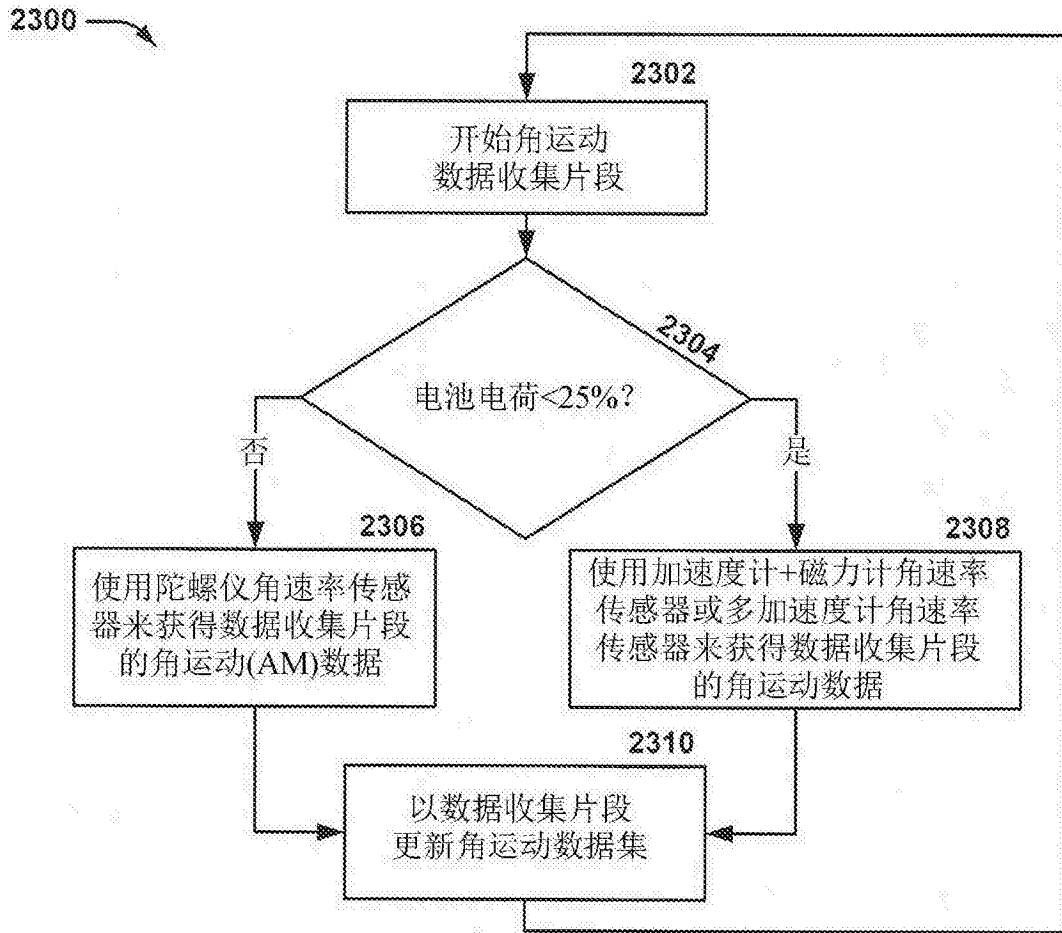


图 23

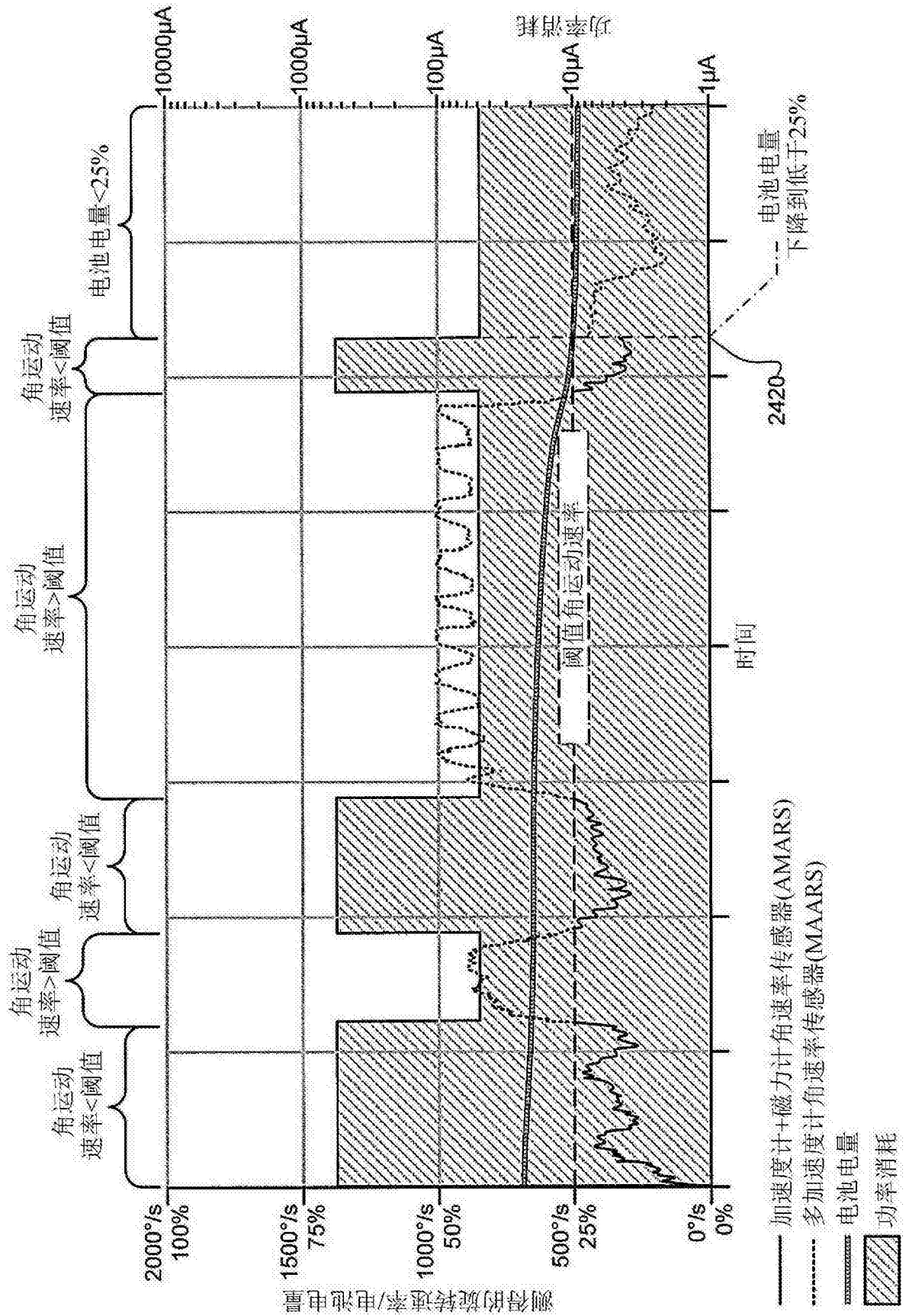


图 24

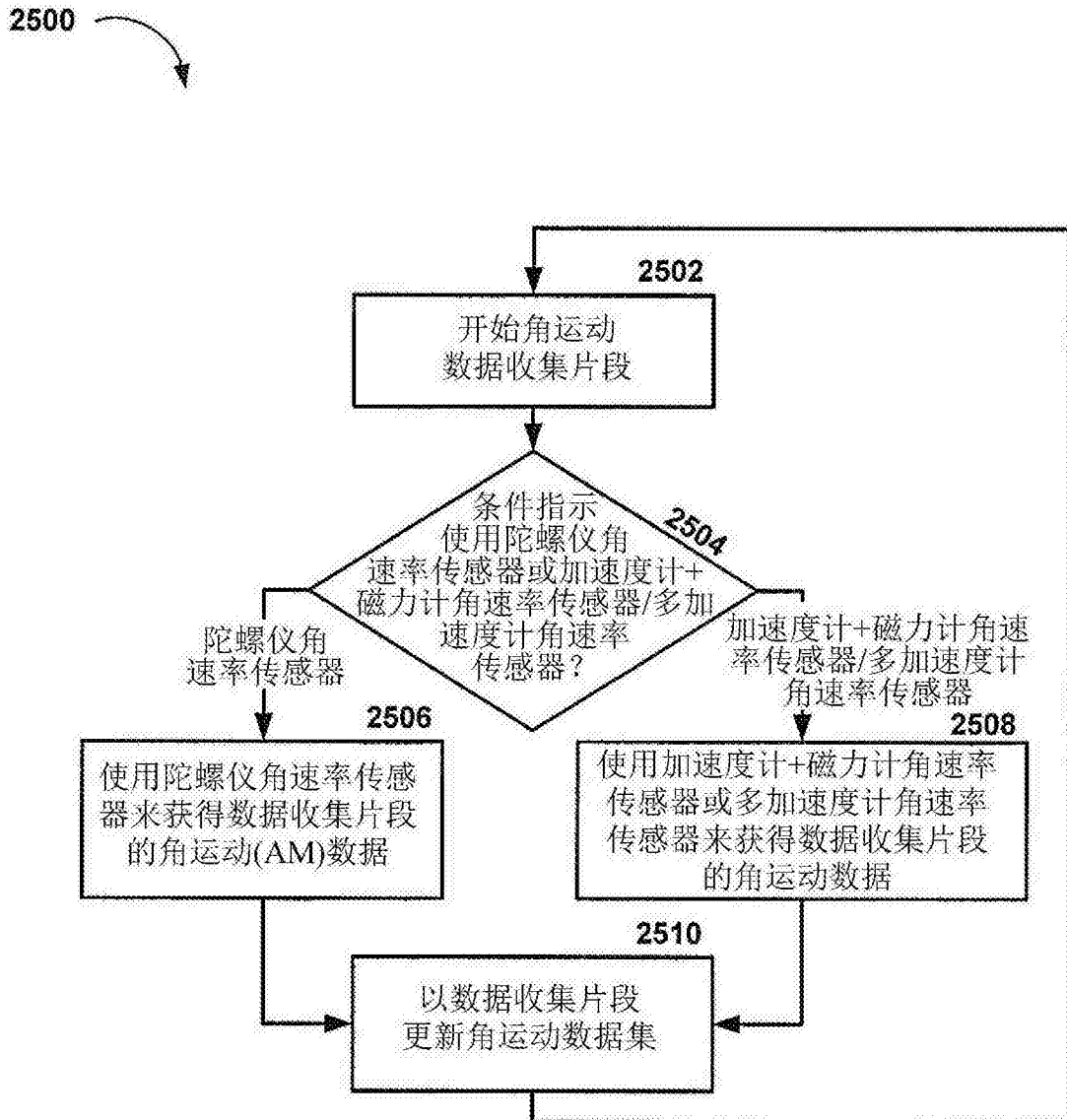


图 25

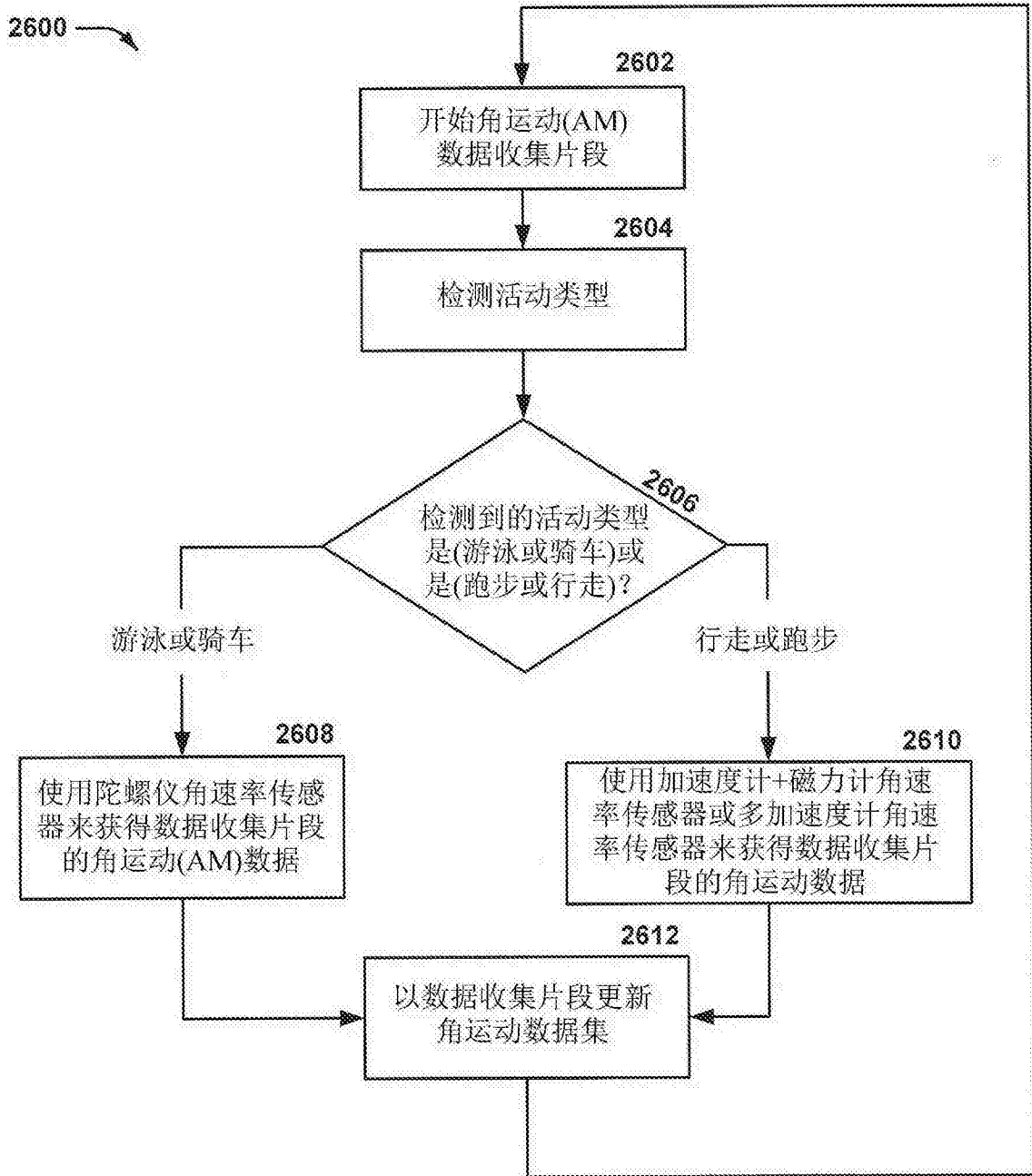


图 26

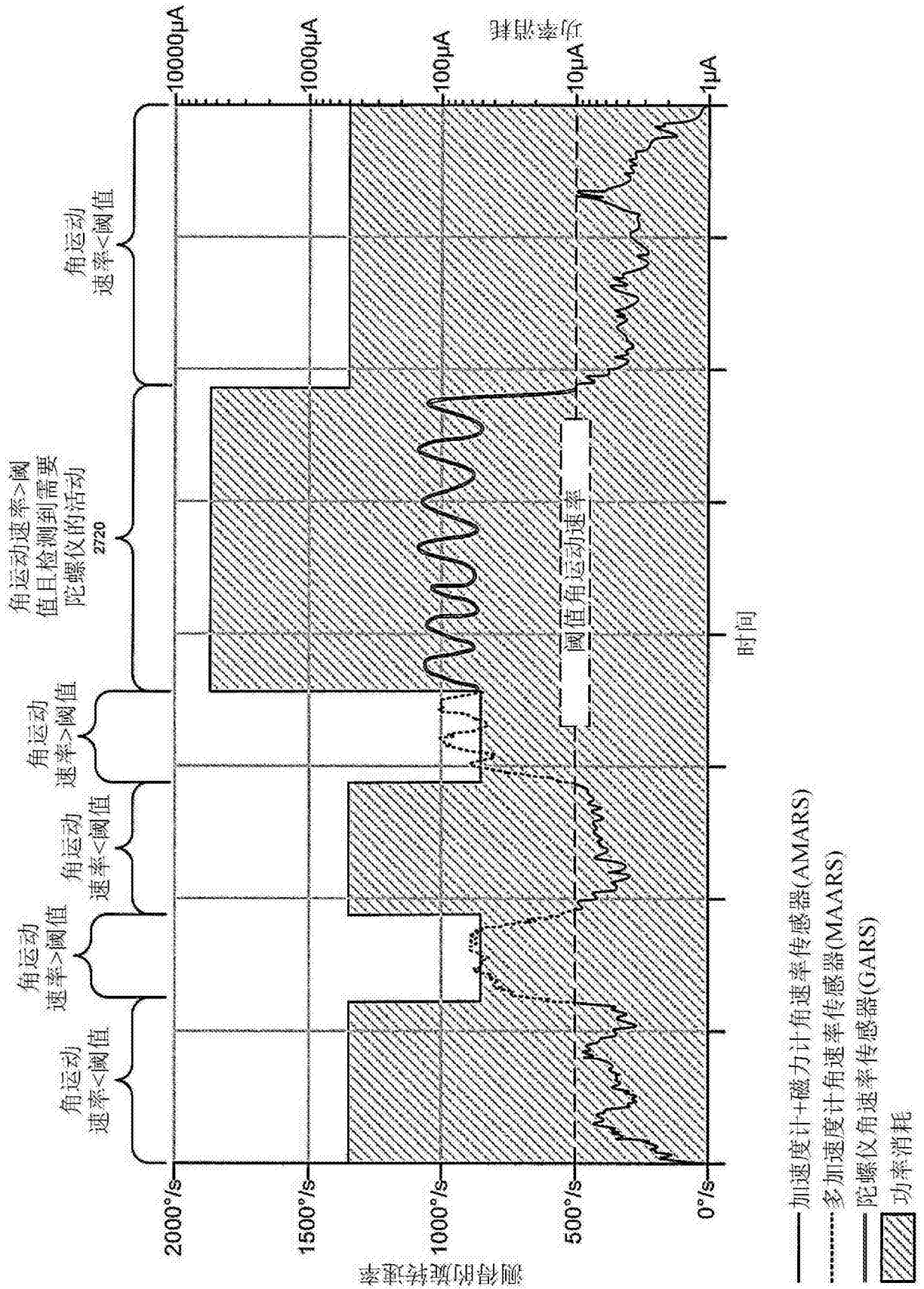


图 27

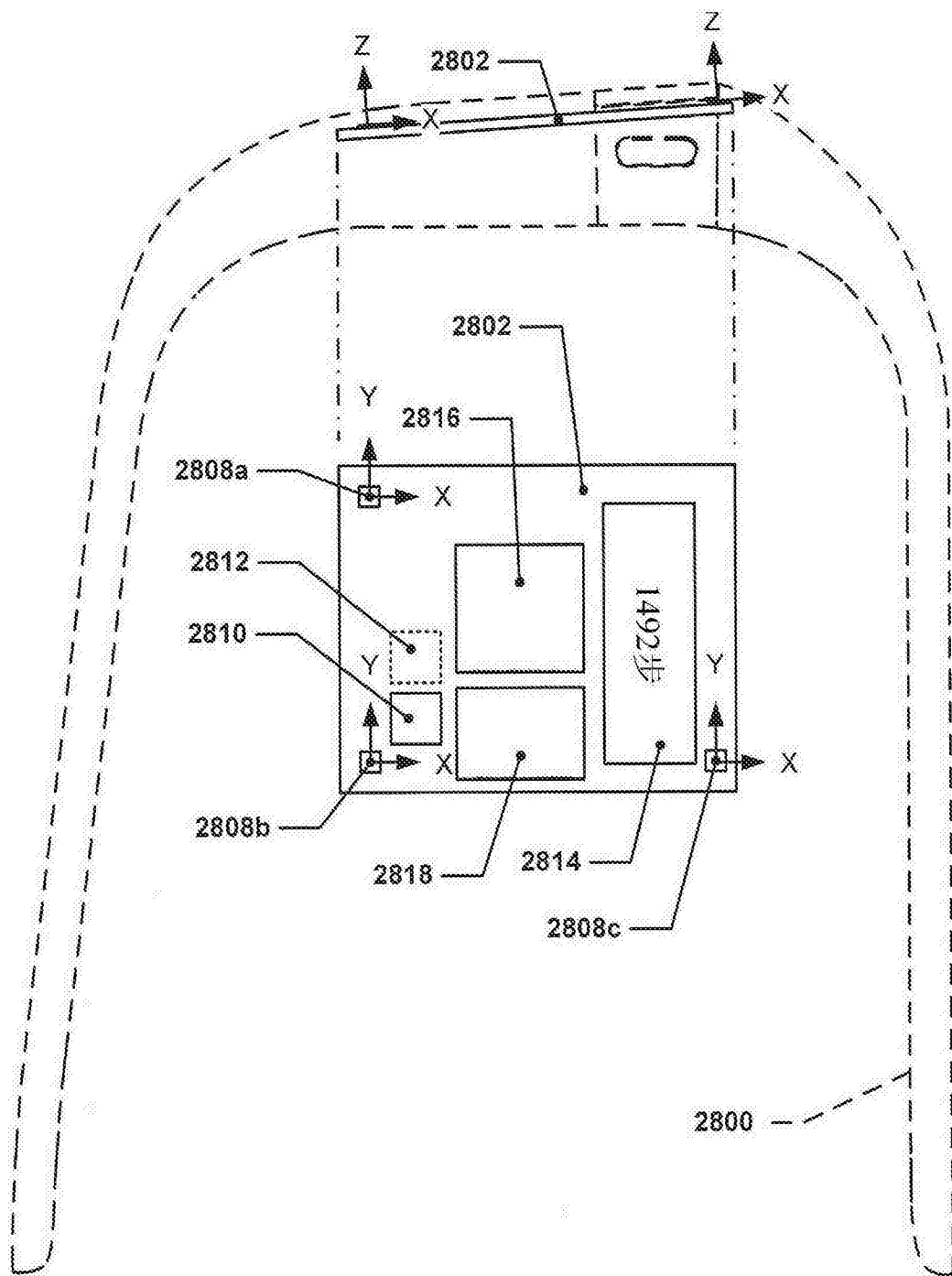


图 28

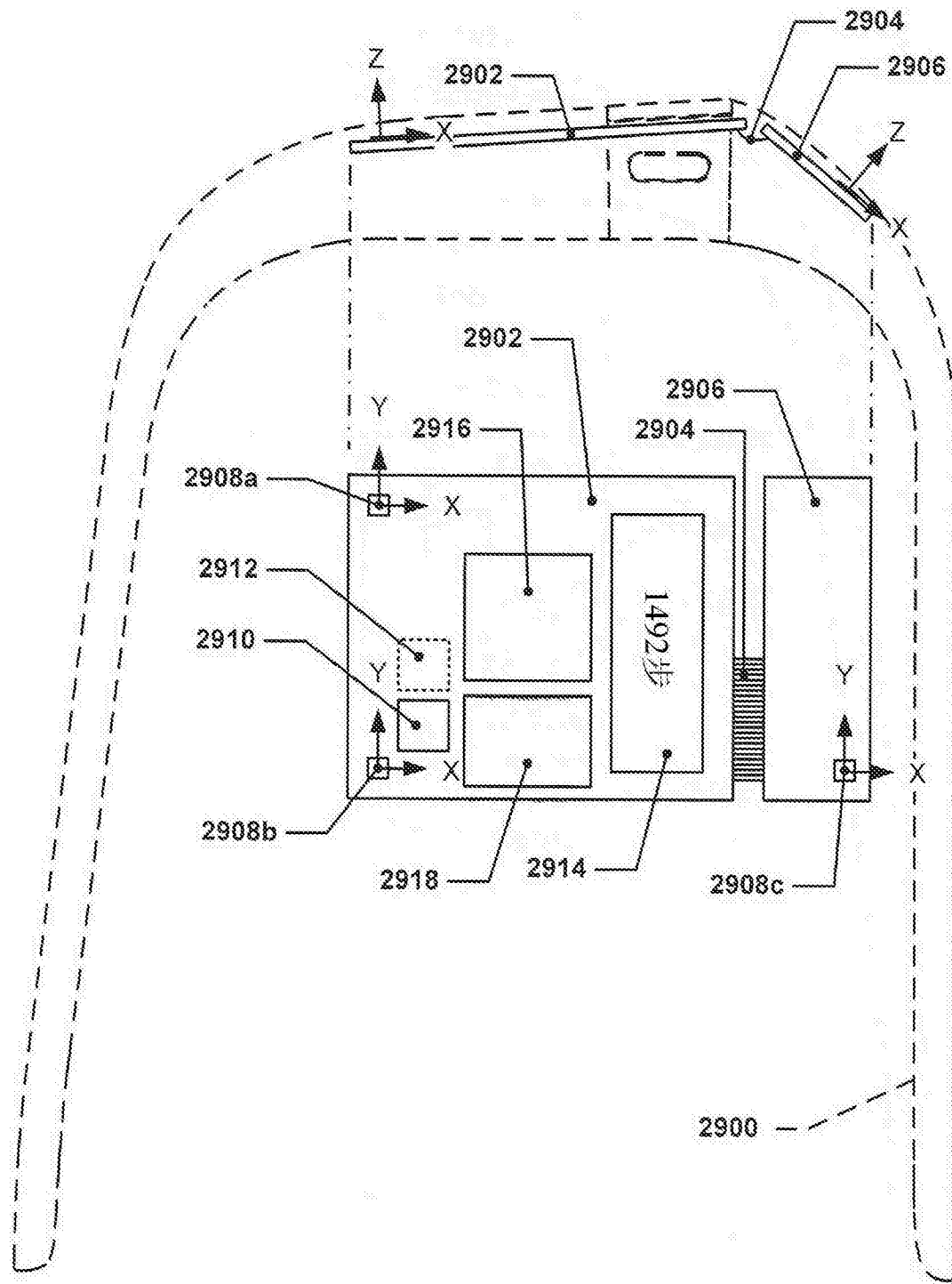


图 29

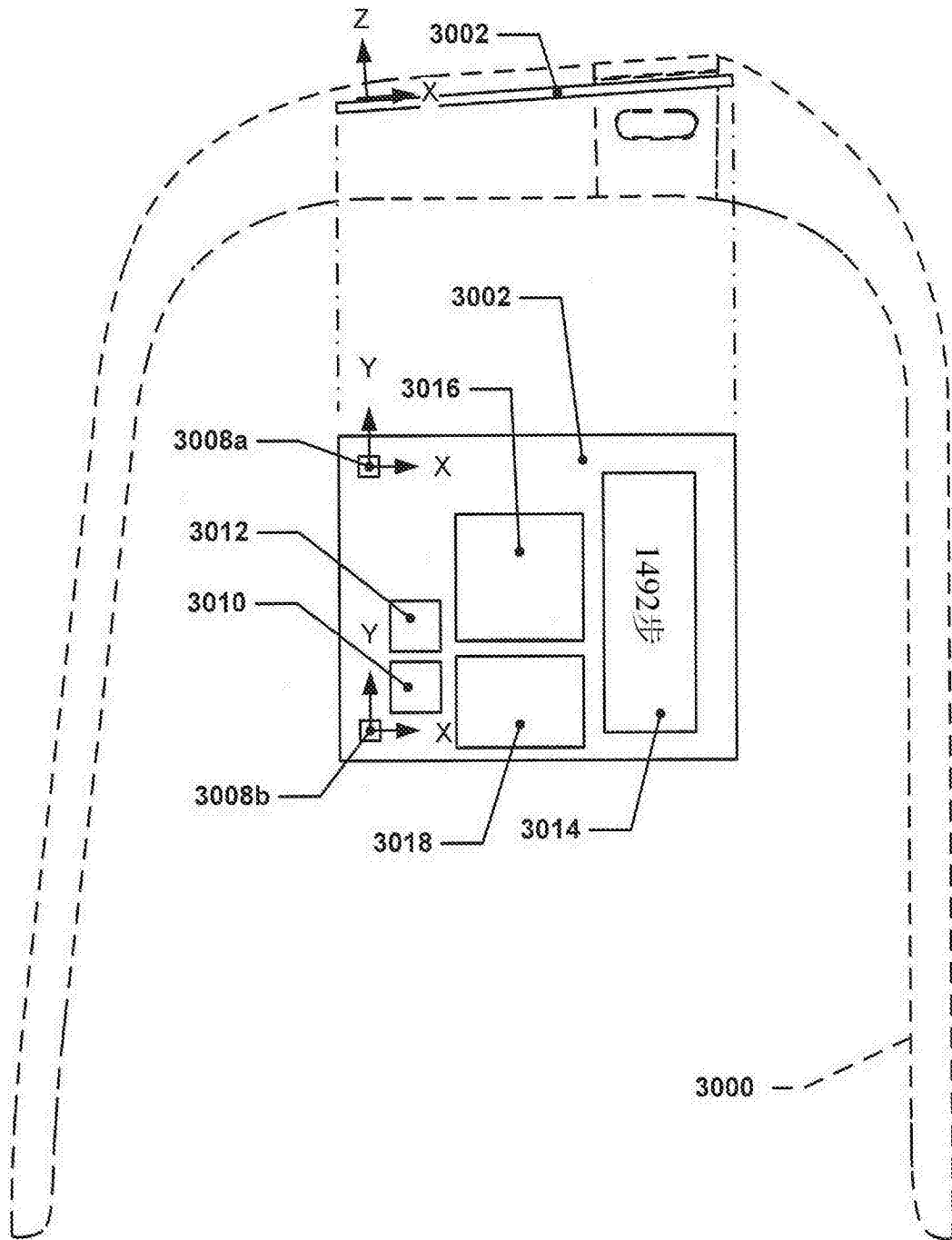


图 30

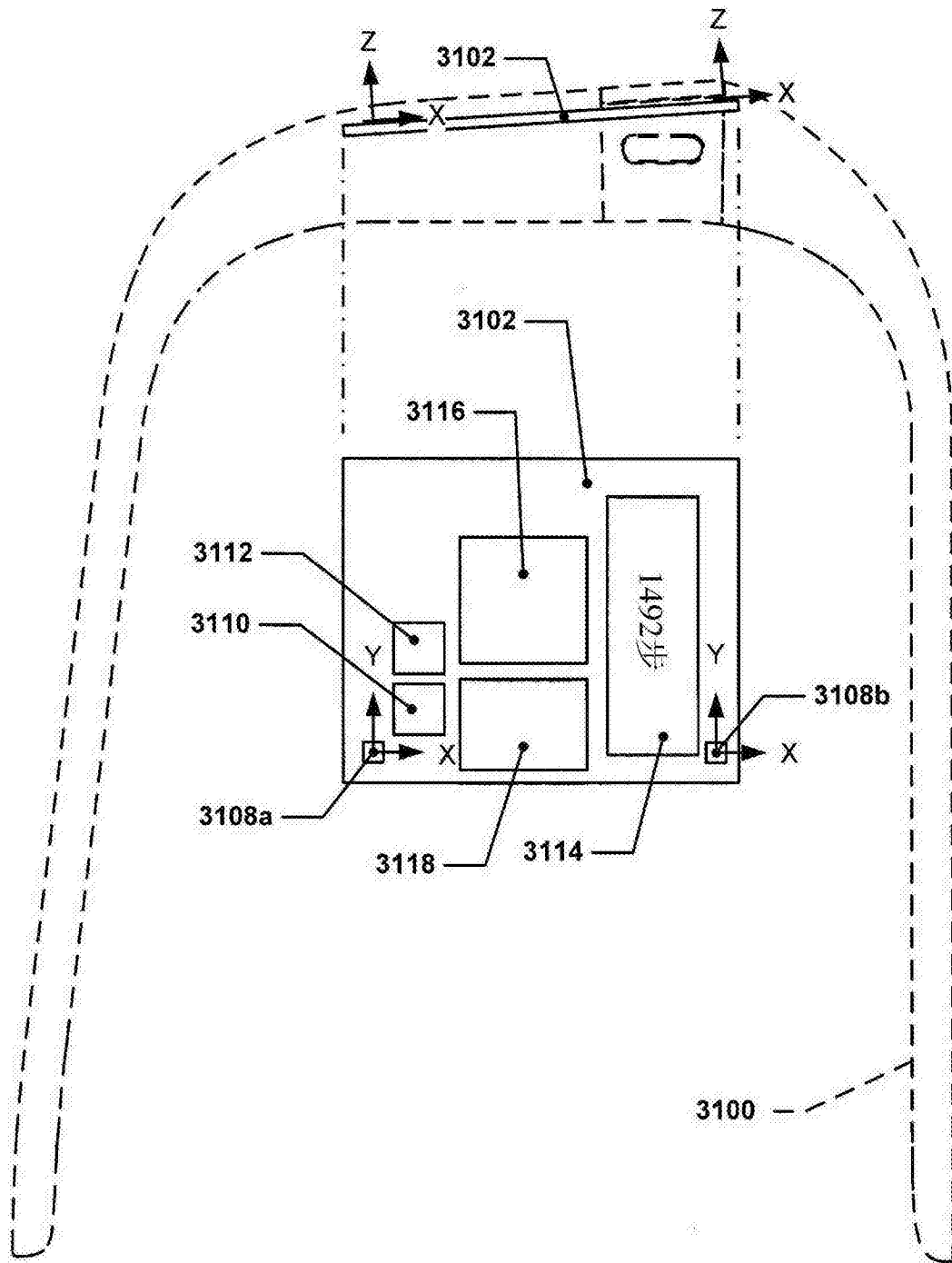


图 31

专利名称(译)	混合角运动传感器		
公开(公告)号	<a href="#">CN105433949A</a>	公开(公告)日	2016-03-30
申请号	CN201510614327.2	申请日	2015-09-23
[标]申请(专利权)人(译)	飞比特公司		
申请(专利权)人(译)	飞比特公司		
当前申请(专利权)人(译)	飞比特公司		
[标]发明人	谢尔顿杰骄袁 洪廷旭		
发明人	谢尔顿·杰骄·袁 洪廷旭		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A63B71/00		
CPC分类号	B60B33/00 G01C21/16 G01P15/00 G01P15/0888 Y10T29/49828 A61B5/681 A61L2/00 A61L2/07 A61L2/26 A61L9/00 A63B21/072 A63B22/0605 A63B22/0664 A63B24/0062 A63B60/46 A63B2220/12 A63B2220/17 A63B2220/20 A63B2220/30 A63B2220/44 A63B2220/70 A63B2220/72 A63B2220/75 A63B2220/76 A63B2230/75 A63B2244/20 G01C19/5607 G01P3/44 G01P7/00		
代理人(译)	林彦		
优先权	62/054341 2014-09-23 US 62/068497 2014-10-24 US 14/861920 2015-09-22 US		
其他公开文献	CN105433949B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种混合角速率系统。在一个方面中，所述混合角速率系统至少包含两个不同类型的角速率传感器。所述混合角速率系统可确定何时使用第一角速率传感器且何时使用第二角速率传感器来获得指示便携式传感器装置的角运动的角速率测量值。此外，所述混合角速率系统可基于所述确定而使用来自所述第一角速率传感器、所述第二角速率传感器或所述第一角速率传感器和所述第二角速率传感器的数据确定描述所述便携式传感器装置的角运动的一或多个角运动参数。

