



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108463162 A

(43)申请公布日 2018.08.28

(21)申请号 201780005989.7

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2017.01.06

代理人 孟杰雄 王英

(30)优先权数据

62/276,413 2016.01.08 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.07.06

A61B 5/0255(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/050264 2017.01.06

A61B 5/22(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/118730 EN 2017.07.13

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 A·G·博诺米 J·马尔加里托

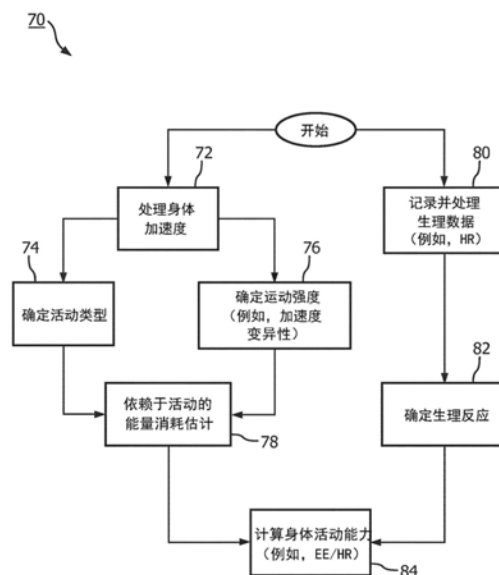
权利要求书3页 说明书20页 附图11页

(54)发明名称

个性化适能追踪

(57)摘要

在实施例中,一种装置,其使用由可穿戴传感器提供的数据,基于由机械功的度量与与所述机械功相关联的生理反应的度量之间的比率所指示的身体活动能力度量来估计在自由生活环境中的对象的心肺适能。



1. 一种方法,包括:

接收从被耦合到对象的可穿戴传感器获得的数据;并且

基于所述数据和对象特性,通过在定义的时间段上确定针对与自由生活活动类别相关联的自由生活活动的身体活动能力(56)来估计针对所述对象的心肺适能度量(60),其中,针对所述活动中的每个的所述身体活动能力的确定结果是通过对应于所述活动和所述活动类别的机械功的度量和与所述机械功相关联的生理反应的度量之间的比率来指示的(84)。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括基于所述身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能度量的变化(68)。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述数据包括对应于所述对象的移动数据和生理数据,其中,确定身体活动能力包括:

确定活动类型(74)和运动强度(76);

基于所述生理数据来确定心率(82);并且

基于所述活动类型和所述运动强度来确定依赖于活动的能量消耗估计结果,其中,所述身体活动能力包括所述能量消耗估计结果与所述心率的比率(84)。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中,所述移动数据包括对应于所述对象的加速度数据(72)。

5. 根据权利要求3所述的方法,还包括通过将所述活动分类为睡眠、久坐或活跃而根据所述自由生活活动来确定活动模式,所述分类基于所述移动数据和所述生理数据(92)。

6. 根据权利要求5所述的方法,还包括基于所述活动的持续时间和针对所述生理数据的多个阈值来确定所述活动分类是对应于无氧活动还是对应于有氧活动(98)。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,估计所述心肺适能度量包括:

针对接收其所述数据的多种类型的活动,估计在所述定义的时间段上的所述心肺适能度量,并且根据可靠性评分对所述多种类型的活动中的每种进行加权,所述可靠性评分包括所述身体活动能力与所述心肺适能度量之间的相关系数。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中,所述定义的时间段包括活动的一天。

9. 根据权利要求7所述的方法,还包括在基线时段的持续时间内估计针对多个连续的定义的时间段的所述心肺适能度量。

10. 根据权利要求9所述的方法,还包括基于在所述基线时段之后所述身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能度量的变化。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中,所述模式的变化与所述心肺适能度量之间的关系是从群体组统计数据中导出的,并且是使用来自所述可穿戴传感器的数据来校正的。

12. 根据权利要求11所述的方法,还包括测量与测得的模式变化有关的有氧锻炼反应(66)。

13. 一种装置(12),包括:

可穿戴传感器(24),其被耦合到对象;以及

处理电路(28),其被耦合到所述可穿戴传感器,所述处理电路被配置为:

接收从所述可穿戴传感器获得的数据;并且

基于所述数据和对象特性,通过在定义的时间段上确定针对与自由生活活动类别相关联的自由生活活动的身体活动能力(56)来估计针对所述对象的心肺适能度量(60),其中,针对所述活动中的每个的所述身体活动能力的确定结果是通过对应于所述活动和所述活动类别的机械功的度量和与所述机械功相关联的生理反应的度量之间的比率来指示的(84)。

14. 根据权利要求13所述的装置,其中,所述处理电路还被配置为:

基于所述身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能度量的变化(68)。

15. 根据权利要求13所述的装置,其中,所述处理电路还被配置为:

确定活动类型(74)和运动强度(76);

基于所述生理数据来确定心率(82);并且

基于所述活动类型和所述运动强度来确定依赖于活动的能量消耗估计结果,其中,所述身体活动能力包括所述能量消耗估计结果与所述心率的比率(84)。

16. 根据权利要求13所述的装置,其中,所述处理电路还被配置为:

通过将所述自由生活活动中的每个分类为睡眠、久坐或活跃来确定活动模式,所述分类基于移动数据和生理数据(92);并且

基于所述活动的持续时间和针对所述生理数据的多个阈值来确定所述活动分类是对应于无氧活动还是对应于有氧活动(98)。

17. 根据权利要求13所述的装置,其中,所述处理电路还被配置为:

针对接收其所述数据的多种类型的活动,估计在所述定义的时间段上的所述心肺适能度量,并且根据可靠性评分对所述多种类型的活动中的每种进行加权,所述可靠性评分包括所述身体活动能力与所述心肺适能度量之间的相关系数;并且

在基线时段的持续时间内针对多个连续的定义的时间段重复所述估计。

18. 根据权利要求17所述的装置,其中,所述处理电路还被配置为:

基于在所述基线时段之后所述身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能度量的变化,其中,所述模式的变化与所述心肺适能度量之间的关系是从群体组统计数据中导出的,并且是使用来自所述可穿戴传感器的数据来校正的;并且

测量有氧锻炼反应以确定所述模式的变化(66)。

19. 一种编码有指令的非瞬态计算机可读介质,所述指令能由一个或多个处理器运行,所述指令使得所述一个或多个处理器执行以下操作:

接收从可穿戴传感器获得的数据;并且

基于所述数据和对象特性,通过在定义的时间段上确定针对与自由生活活动类别相关联的自由生活活动的身体活动能力(56)来估计针对所述对象的心肺适能度量(60),其中,针对所述活动中的每个的所述身体活动能力的确定结果是通过对应于所述活动和所述活动类别的机械功的度量和与所述机械功相关联的生理反应的度量之间的比率来指示的(84)。

20. 根据权利要求16所述的非瞬态计算机可读介质,其中,所编码的指令能由所述一个

或多个处理器运行以使得所述一个或多个处理器还执行以下操作：

基于身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能量度的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能量度的变化 (68)。

## 个性化适能追踪

### 技术领域

[0001] 本发明总体上涉及适能追踪。

### 背景技术

[0002] 心肺适能是在生活方式干预和康复计划期间改善的重要健康指标。随着时间追踪适能和适能的变化是具有挑战性的,并且通常由用户定期执行测试协议来实现。通常通过测量 $VO_{2max}$ 来确定心肺适能, $VO_{2max}$ 对应于身体活动期间的最大摄氧量。 $VO_{2max}$ 取决于肺的呼吸容量、心脏泵送功能的强度以及身体活动期间活动的肌肉质量的大小。这表明用户的几种身体特性能够影响这些因素。已经发现:指示肌肉质量、性别、年龄和体重的身体组成是针对 $VO_{2max}$ 的强预测因子。能够通过定期执行最大或次最大的锻炼测试来监测 $VO_{2max}$ 的变化。这个过程非常繁琐,只能偶尔提供对某人适能水平的洞察。已经开发出估计个体的 $VO_{2max}$ 的自动(自由生活,例如不需要协议的日常活动)方法。例如,WO 2015036289A1描述了作为本发明的目的的用于估计人(用户)的心血管适能的系统、方法、处理器和处理方法,其不需要用户严格遵循预定协议并且/或者不需要使用如跑步机或测力计的某种装备,但允许用户在日常生活情况下可靠地评估其心血管适能。该系统包括用于采集心率信号的心率监测器,用于采集指示人的身体活动的活动信号的活动监测器,用于基于所采集的活动信号对人的活动进行分类的分类器,用于基于所采集的心率信号以及对用于估计此人的心血管适能的活动的分类来选择从所采集的心率信号获得的一个或多个心率特征的选择器,以及用于基于一个或多个选择的心率特征来估计此人的心血管适能的估计器。然而,适能评估的准确性在很大程度上取决于分类的细节(例如参见第4页第20-25行),包括跑步、上举、稳态、恢复、骑车等(参见例如第14页,第19-24行),进一步需要选择心率特征(例如,如第11页第5-10行所述的上举心率、稳态锻炼心率、心率恢复等)来预测 $VO_{2max}$ 。对情境信息的这种需求似乎需要复杂的活动分类系统,这可能是不准确的,导致 $VO_{2max}$ 估计不准确。

### 发明内容

[0003] 本发明的一个目的是开发一种适能指数,其能够准确反映心血管适能的度量(例如, $VO_{2max}$ ),而不需要有资格的人员监测严格的健康协议,例如先前在开路肺活量测定法中在最大锻炼测试期间所实施的严格的健康协议。另一个目的是使用与 $VO_{2max}$ 有关的身体活动能力度量,该度量在各种活动类型中都是有效的。为了更好地解决这样的问题,在本发明的第一方面中,提出了一种装置,其使用由可穿戴传感器提供的数据并基于由对应于自由生活活动的机械功的度量和与所述机械功相关联的生理反应的度量之间的比率所指示的身体活动能力度量来估计心肺适能。本发明解决了需要遵从严格的测试协议和相关联的装备的主题领域中的问题,同时还提供了能够准确应用于所有类型的自由生活活动中的活动能力测量,并且不仅仅限于例如跑步,因为活动能力测量在很大程度上与活动无关。

[0004] 在一个实施例中,提出了一种方法,其基于身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所述心肺适能度量的变化。通

通过使用身体活动能力的变化、活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化,建立了一种自动、准确、可靠地评估随着时间的适能的变化而无需另外的严格测试和/或协议的方法。

[0005] 在一个实施例中,所述数据包括对应于所述对象的移动数据和生理数据,其中,确定身体活动能力包括:确定活动类型和运动强度;基于所述生理数据来确定心率;并且基于所述活动类型和所述运动强度来确定依赖于活动的能量消耗估计结果,其中,所述身体活动能力包括所述能量消耗估计结果与所述心率的比率。根据能量消耗与心率之间的比率确定 $VO_{2max}$ 使得能够在日常(自由生活)活动(包括跑步、步行、骑车)期间根据可穿戴传感器数据评估适能水平。换句话说,活动模式不限于协议或者不限于单个活动。另外,在确定活动强度时,能量消耗的活动独立性促进了自由生活应用,即,可以使用身体移动或其他容易采集的强度测量结果,包括通过使用压力传感器、汗液传感器等获得的测量结果。能量消耗不需要限于心率,因为可以使用包括呼吸速率、皮肤温度、皮肤电反应等的多种生理参数来提高比率的真实性。

[0006] 在一个实施例中,通过将所述活动分类为睡眠、久坐或活跃而根据所述自由生活活动来确定活动模式,所述分类基于所述移动数据和所述生理数据。也就是说,通过使用来自可穿戴式传感器的测量结果,可以从对象几乎毫不费力地监测活动模式,同时导出关于对象活动的性质的准确信息。活动模式可以被认为是在特定重复时段期间(例如,每天)执行的活动的总结量度,其中,不仅处理步行活动,而且还评估久坐、无氧和有氧时段以便量化对象的活动模式。

[0007] 在一个实施例中,还包括基于所述活动的持续时间和针对所述生理数据的多个阈值来确定所述活动分类是对应于无氧活动还是对应于有氧活动。将活动进一步描画为无氧或有氧是有帮助的,因为当用于定义活动模式时,有氧活动与对象的适能水平的维持和修改很好地相关。

[0008] 在一个实施例中,其中,估计所述心肺适能度量包括:针对接收其所述数据的多种类型的活动,估计在所述定义的时间段上的所述心肺适能度量,并且根据可靠性评分对所述多种类型的活动中的每种进行加权,所述可靠性评分包括所述身体活动能力与所述心肺适能度量之间的相关系数。使用多种类型的活动来估计心肺适能度量进一步突出了该方法的价值:其不局限于协议,而是使得度量基于自由生活活动。另外,活动并不等同于 $VO_{2max}$ 的描述,并且可靠性权重的使用使得能够改变与在某些活动期间获得的预测结果的相关性以考虑到这些差异。

[0009] 在一个实施例中,还包括在基线时段的持续时间内估计针对多个连续的定义的时间段的所述心肺适能度量。在基线时段上提供日常估计结果使得能够确定针对每周的 $VO_{2max}$ 估计结果的参考起始水平,并且还使得能够捕捉受工作日活动和周末活动影响的对象的活动模式的变化,以提供更加准确且可靠的评估。

[0010] 在一个实施例中,还包括基于在所述基线时段之后所述身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能度量的变化。例如,如果对象在基线时段之后开始训练计划,则他或她的有氧活动增加,并且该方法根据模式变化的幅值来确定适能随着时间的预期变化。根据身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计变化的一个益处在于:所确

定的心肺适能度量的变化的估计结果与对象的特性无关。因此,身体特性在估计绝对 $VO_{2max}$ 中的决定性作用在适能水平的背景变化下得以克服。

[0011] 在一个实施例中,还包括测量与测得的模式变化有关的有氧锻炼反应。通过测量有氧锻炼反应,该方法可以针对对象的活动和行为反应进行个性化。

[0012] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些方面和其他方面将变得明显并且得到阐明。

## 附图说明

[0013] 参考以下附图(其是示意图)能够更好地理解本发明的许多方面。附图中的部件不一定是按比例绘制的,而是将重点放在清楚地图示本发明的原理上。此外,在附图中,贯穿几个视图,相同的附图标记指代对应的部分。

[0014] 图1是图示根据本发明的实施例的其中使用适能追踪系统的范例环境的示意图。

[0015] 图2是图示根据本发明的实施例的用于范例可穿戴设备的电路的框图。

[0016] 图3是图示根据本发明的实施例的用于范例计算设备的处理电路的框图。

[0017] 图4是图示根据本发明的实施例的用于根据随着时间的身体活动能力和活动模式的测量结果来确定心肺适能和适能变化的范例方法的流程图。

[0018] 图5是图示根据本发明的实施例的用于根据身体移动和生理数据(例如,心率)的测量结果来确定身体活动能力的范例方法的流程图。

[0019] 图6是图示根据本发明的实施例的用于根据身体移动和心率的测量结果来确定活动和有氧活动模式的范例方法的流程图。

[0020] 图7是图示对于某些活动类型(如跑步),身体活动能力(TEE/HR)和适能( $VO_{2max}$ )之间存在较强关系的图表。

[0021] 图8-图9是分别图示根据锻炼类型的针对训练时间对 $VO_{2max}$ 百分比变化的范例影响以及训练停止对 $VO_{2max}$ 百分比变化的范例影响的图表。

[0022] 图10是图示根据本发明的实施例的由引发用户例程中的特定模式改变的适能训练程序所确定的随着时间的范例预期适能趋势的示意图。

[0023] 图11是概念性地图示根据本发明的实施例的基于由例如由于干预程序引起的活动模式的变化所确定的随着时间的预期适能趋势来提高 $VO_{2max}$ 的日常估计的可靠性的方法的示意图。

[0024] 图12是概念性地图示根据本发明的实施例的用于使得用于估计通过模式变化所确定的适能的时间趋势的模型的参数个性化的方法的示意图。

## 具体实施方式

[0025] 本文公开了适能追踪系统、装置和方法(以下统称为适能追踪系统)的某些实施例,其提供了对心肺适能及其变化的准确且可靠的估计。在一个实施例中,公开了一种适能追踪方法,其无协议并且基于在自由生活状况下监测到的生理数据(例如,心率和身体移动数据)来估计对象的心肺适能,这例如通过将基于加速度的能量消耗估计与心率数据进行组合来反映对象的心肺适能(例如, $VO_{2max}$ )与心率关系的度量的适能指数来实现。在一些实施例中,适能追踪方法还定义用户的基线特性(包括身体活动能力和活动类型以及活动

模式),根据基线特性提供对初始 $VO_{2max}$ 的依赖于情境的评估结果,根据记录的活动模式变化、身体活动能力和初始 $VO_{2max}$ 来估计 $VO_{2max}$ 的变化,并且估计有氧锻炼的反应以使得根据活动模式预测随着时间的 $VO_{2max}$ 变化的模型进一步个性化。当旨在确定心肺适能的变化时,对象的特性是不相关的预测因子,因为它们随着时间保持相对稳定。在适能追踪系统的某些实施例中,身体活动能力和活动或锻炼模式是描述随着时间 $VO_{2max}$ 变化的相关特征。身体活动能力可以与 $VO_{2max}$ 的变化一致地变化。同样,锻炼的常规模式和活动模式可以引发心肺适能的特定变化。适能追踪系统的某些实施例通过使用利用可穿戴传感器收集的数据来确定心肺适能和随着时间的适能变化。

[0026] 注意,确定心肺适能度量(以及心肺适能度量的变化)基于在定义的时间段内针对参与自由生活活动模式的对象而收集的数据。在一些实施例中,自由生活可以涉及日常活动,其中,对象不会受严格的协议妨碍,例如在临床环境或实验室环境中。尽管如此,对象可能涉及受监督(例如由训练师或教练)或无监督的训练制度,意图是使这样的活动仍然升高到自由生活活动模式的水平,因为它不受到实验室环境或临床环境的约束。

[0027] 适能追踪系统的某些实施例使用通过组合加速度与心率数据而定义的适能指数。例如,总能量消耗(TEE)-脉搏参数被确定为在给定时间段(例如六十(60)秒,但也可以使用其他时间段)内TEE与HR之间的比率。适能指数(例如,TEE/HR或TEE脉搏)高度指示氧脉搏,氧脉搏是身体活动能力的指标并且与 $VO_{2max}$ 相关(尤其是对于如下所述的每种活动类型)。简要提一句,由于与最大锻炼测试相关联的困难,已经开发出许多次最大测试来估计心肺适能。例如,根据次最大测试估计 $VO_{2max}$ 基于氧摄取( $VO_2$ )与机械功率输出或心率之间的线性关系。测试要求参与者经历活动协议,并且可能需要特定的锻炼装备。一些次最大测试适用于自我评价,但是这样的方法提供的估计的准确性和重现性低于直接测量 $VO_{2max}$ 所提供的准确性和重现性。相比之下,用于估计适能追踪系统的公开实施例中的心肺适能的适能指数(TEE/HR)基于与 $VO_{2max}$ 高度相关的可穿戴传感器数据,并且不需要特定的锻炼协议。如下所述,适能追踪系统的实施例识别在自由生活状况下获得能量消耗和心率的测量结果以生成适能指数并预测 $VO_{2max}$ (以及 $VO_{2max}$ 的变化)的情境情况。通过将适能指数与从可穿戴传感器数据导出的活动类型和强度的情境信息进行组合,实现了高度精确的 $VO_{2max}$ 预测机制的发展。

[0028] 注意力转向图1,图1图示了根据本发明的实施例的其中使用适能追踪系统的范例环境10。本领域普通技术人员在本公开内容的情境中应当理解,环境10是许多情况中的一个范例,并且适能追踪系统的一些实施例可以用于如下环境:所述环境具有比图1中所描绘的更少、更多的部件并且/或者具有不同于图1中所描绘的那些部件。环境10包括使得能够在一个或多个网络中传送信息的多个设备。所描绘的环境10包括可穿戴设备12,电子设备14、16,蜂窝网络18,广域网20(例如在本文中也被描述为互联网),以及远程计算系统22。(如进一步结合图2所描述的)可穿戴设备12通常由对象穿戴(例如围绕手腕、手臂、躯干等),并且包括追踪对象的身体活动(例如,步行、游泳划水、蹬踏冲程等)的多个传感器(可穿戴传感器),基于传感器数据来感测或导出生理参数(例如,心率、呼吸、皮肤温度等),并且任选地感测与可穿戴设备12的周围环境有关的各种其他参数(例如,室外温度、湿度、位置等)。这样收集的数据的表示可以经由可穿戴设备和/或另外的一个或多个设备上的集成显示器被传达给对象。

[0029] 而且,由可穿戴设备12收集的这样的数据可以被(例如,连续地,周期性地和/或非周期地)传送到包括电子设备14和16的一个或多个电子设备。这样的通信可以无线地实现(例如使用近场通信(NFC)功能、蓝牙功能等)和/或根据有线介质(例如,通用串行总线(USB)等)来实现。在所描绘的范例中,电子设备14被实施为电话,并且电子设备16被实施为计算机。应当理解,尽管每个电子设备以单数形式列出,但是一些实施方式可以针对电子设备14、16中的每个电子设备使用不同的数量。另外,在一些实施例中,可以使用更少的、额外的和/或其他类型的电子设备。电话14可以被实施为智能电话、移动电话、蜂窝电话、寻呼机以及具有电话或通信功能的其他手持式计算/通信设备。为了举例,假定电话14被实施为智能电话。智能电话14包括至少两个不同的处理器,包括基带处理器和应用处理器。基带处理器包括用于部署与诸如GSM(全球移动通信系统)协议栈的协议栈相关联的功能的专用处理器。应用处理器包括用于提供用户接口和运行应用的多核处理器。基带处理器和应用处理器具有各自的相关联的存储器(例如,随机存取存储器(RAM)、闪速存储器等)、外围设备和运行时钟。

[0030] 更具体地,基带处理器可以部署GSM协议栈的功能以使得智能电话14能够接入一种或多种无线网络技术,包括WCDMA(宽带码分多址)、CDMA(码分多址)、EDGE(用于GSM演进的增强数据速率)、GPRS(通用分组无线电服务)、Zigbee(例如基于IEEE 802.15.4)、蓝牙、Wi-Fi(无线保真度,例如基于IEEE 802.11)和/或LTE(长期演进),其变体和/或其他电信协议、标准和/或规范。基带处理器管理无线电通信和控制功能,包括信号调制、射频移位和编码。基带处理器可以包括具有一个或多个天线的GSM调制解调器、无线电(例如RF前端)以及模拟和数字基带电路。RF前端包括收发器和功率放大器,以使得能够接收和发射多个不同频率的信号,使得能够接入蜂窝网络18。模拟基带被耦合到无线电并且提供GSM调制解调器的模拟域与数字域之间的接口。模拟基带包括包含模数转换器(ADC)和数模转换器(DAC)的电路以及控制和电源管理/分配部件以及用于处理从智能电话用户接口(例如,麦克风、耳机、铃声、振动器电路等)接收到的模拟信号和/或数字信号的音频编解码器。ADC将任何模拟信号数字化以供数字基带处理器处理。数字基带处理器部署GSM协议栈的一个或多个层级(例如层1、层2等)的功能,并且包括微控制器(例如,微控制器单元或MCU)和数字信号处理器(DSP),它们通过共享存储器接口(存储器包括数据和控制信息以及指示要对由应用处理器处理的数据采取动作的参数)进行通信。MCU可以被实施为运行实时操作系统(RTIOS)的RISC(精简指令集计算机)机器,其中,核具有多个外围设备(例如,被封装为集成电路的电路),例如,RTC(实时时钟)、SPI(串行外设接口)、I2C(内部集成电路)、UART(通用异步接收器/发射器)、基于IrDA(红外数据协会)的设备、SD/MMC卡(安全数字/多媒体卡)卡控制器、小键盘扫描控制器和USB设备、GPRS加密模块、TDMA(时分多址)、智能卡读取器接口(例如用于一个或多个SIM(订户身份模块)卡)、定时器等。对于接收侧功能,MCU指示DSP接收来自模拟基带的例如同相/正交(I/Q)样本,并且执行检测、解调和解码并向MCU报告。为了实现发射侧功能,MCU向DSP呈现可发射数据和辅助信息,DSP使得能够对数据进行编码并提供给模拟基带(例如由DAC转换为模拟信号)。应用处理器可以被实施为片上系统(SOC),并且支持多个多媒体相关特征,包括网页浏览以访问被耦合到互联网、电子邮件、多媒体娱乐、游戏等的计算系统22的一个或多个计算设备。

[0031] 应用处理器包括使得能够实现多个用户应用的操作系统。例如,应用处理器可以

部署接口软件(例如,中间件,例如,具有一个或多个应用程序接口(API)的浏览器或能够与一个或多个应用程序接口(API)相关联地操作的浏览器)以实现云计算框架或其他网络的访问,从而提供远程数据访问/存储/处理以及通过与嵌入式操作系统的协作对日历、位置服务、提醒等的访问。例如,在一些实施例中,适能追踪系统可以使用云计算来操作,其中,对用户数据的处理和存储和对身体活动能力、活动模式、 $VO_{2max}$ 、 $VO_{2max}$ 的变化等的确定可以通过计算系统22的一个或多个设备来实现。应用处理器通常包括处理器核(高级RISC机器或ARM)、多媒体模块(用于对图片、视频和/或音频进行解码/编码)、图形处理单元(GPU)、无线接口,以及设备接口。无线接口可以包括使得能够与可穿戴设备12或其他本地设备进行无线通信的蓝牙模块或(一个或多个)Zigbee模块,用于与本地802.11网络接口连接的Wi-Fi模块,以及用于接入蜂窝网络18以及经由浏览器功能接入广域网20的GSM模块。被耦合到应用处理器的设备接口可以包括用于诸如显示屏的设备的相应接口。显示屏可以被实施为多种可用技术中的一种,包括LCD或液晶显示器(或其变体,例如,薄膜晶体管(TFT)LCD、平面转换(IPS)LCD)、基于发光二极管(LED)的技术(例如,有机LED(OLED)、有源矩阵OLED(AMOLED))或基于视网膜或触觉的技术。例如,显示屏可以用于呈现从计算系统22和/或在一些实施例中(例如用于本地处理)从本地呈现的图形用户接口(GUI)接收的网页和/或其他文件,其中的任一个可以以身体活动能力和/或适能水平和相关联的数据的视觉表示的形式呈现反馈。其他接口包括小键盘、USB(通用串行总线)、SD/MMC卡、相机、GPRS、Wi-Fi、GPS和/或FM无线电、存储器等设备。本领域普通技术人员应当理解,在本公开内容的情境中,可以在一些实施例中部署上述的变化以实现类似的功能。

[0032] 计算机16可以被实施为膝上型计算机、个人计算机、工作站、个人数字助理、平板电脑以及具有通信能力的其他计算设备。计算机16可以与其他设备进行无线或有线(例如,(例如经由USB连接)临时地,或者(例如互联网连接或局域网连接)持久地)通信。计算机16可以包括与上面针对电话14所描述的类似的硬件和软件/固件,以使得能够接入无线和/或蜂窝网络(例如通过包括无线和/或蜂窝调制解调器功能的通信卡)和/或其他设备(例如,蓝牙收发器、NFC收发器等),例如,到可穿戴设备12的无线或(临时)有线连接。在一些实施方式中,计算机16可以使用诸如数字用户线路(DSL)、不对称DSL(ADSL)的技术和/或根据使用同轴线、双绞线和/或光纤介质的宽带技术通过普通老式电话服务(POTS)被耦合到互联网20。为了简洁起见,这里省略了对这样的通信功能的讨论。通常,就硬件架构而言,计算机16包括处理器、存储器以及经由本地接口被通信性地耦合的一个或多个输入和/或输出(I/O)设备(或外围设备)。本地接口能够是例如但不限于一个或多个总线或其他有线或无线连接。本地接口可以具有额外的元件来实现通信,为了简洁起见,省略了这些额外的元件,例如,控制器、缓冲器(缓存)、驱动器、中继器和接收器等。另外,本地接口可以包括地址、控件和/或数据连接,以实现上述部件之间的适当通信。

[0033] 处理器是用于运行软件(尤其是被存储在存储器中的软件)的硬件设备。处理器能够是任何定制的或商业可获得的处理器、中央处理单元(CPU)、与计算机16相关联的若干处理器中的辅助处理器、基于半导体的微处理器(以微芯片或芯片组的形式)、宏处理器或者通常用于运行软件指令的任何设备。

[0034] 存储器能够包括易失性存储器元件(例如,随机存取存储器(诸如DRAM、SRAM、SDRAM等的RAM)和非易失性存储器元件(例如,ROM、硬盘驱动器、闪速存储器、EPROM、

EEPROM、CDROM等)中的任一种或其组合。此外,存储器可以包含电子、磁性、光学、半导体和/或其他类型的存储媒介。注意,存储器能够具有分布式架构,其中,各种部件彼此远离,但是能够由处理器访问。

[0035] 存储器中的软件可以包括一个或多个单独的程序,例如,与其他网络设备(例如,计算系统22的一个或多个设备)通信的接口软件(例如,中间件,例如,具有一个或多个API或与一个或多个API相关联的浏览器软件)、单独的程序(其各自均包括用于实施逻辑功能的可执行指令的有序列表)。存储器中的软件还包括应用软件和合适的操作系统(O/S)。操作系统可以被实施为可从微软公司获得的Windows操作系统、可从苹果计算机公司获得的Macintosh操作系统、UNIX操作系统等。操作系统实质上控制其他计算机程序的运行,并且提供调度、输入输出控制、文件和数据管理、存储器管理以及通信控制和相关服务。

[0036] I/O设备可以包括输入设备,例如但不限于,键盘、鼠标、扫描仪、麦克风等。此外,I/O设备还可以包括输出设备,例如但不限于,打印机、显示器等。例如,被实施为显示屏的I/O设备可以用于呈现从计算系统22和/或在一些实施例中从本地呈现的图形用户接口(GUI)接收到的网页和/或其他文件(例如,用于本地处理),其中的任一个可以以身体活动能力、活动模式、VO<sub>2</sub>max、VO<sub>2</sub>max变化等的视觉表示的形式来呈现反馈。显示屏可以根据包括阴极射线管(CRT)、液晶显示器(LCD)、等离子体、触觉设备等本领域普通技术人员熟知的各种技术中的任一种来配置。

[0037] 如果计算机是PC、工作站等,则存储器中的软件还可以包括基本输入输出系统(BIOS)。BIOS是重要的软件例程集合,它们在启动时对硬件进行初始化和测试,启动O/S并且支持硬件设备之间的数据传输。BIOS被存储在ROM中,使得当计算机16被激活时能够运行BIOS。

[0038] 当计算机16处于操作中时,处理器被配置为运行被存储在存储器内的软件,向存储器传送数据并从存储器传送数据,并且总体上根据软件来控制计算机16的操作。软件能够被存储在任何非瞬态计算机可读介质上以供任何与计算机有关的系统或方法使用或与其结合使用。在本文档的情境中,计算机可读介质包括能够包含或存储计算机程序以供与计算机有关的系统或方法使用或与其结合使用的电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体系统、装置、设备或器件。软件能够被实施在任何非瞬态计算机可读介质中,以供指令执行系统、装置或设备(例如,基于计算机的系统,包含处理器的系统或能够从指令执行系统、装置或设备取回指令并运行指令的其他系统)使用或与其结合使用。

[0039] 蜂窝网络18可以包括必要的基础设施以使得能够通过电话14和任选的计算机16进行蜂窝通信。存在适合用于蜂窝网络18的多种不同的数字蜂窝技术,包括:GSM、GPRS、CDMA0ne、CDMA2000、演进数据优化(EV-DO)、EDGE、通用移动通信系统(UMTS)、数字增强无绳电信(DECT)、数字AMPS(IS-136/TDMA)和集成数字增强网络(iDEN)等。

[0040] 广域网20可以包括全部或部分包括互联网的一个或多个网络。电子设备14、16经由互联网20访问计算系统22的设备,互联网20还可以通过访问包括PSTN(公共交换电话网)、POTS、综合业务数字网(ISDN)、以太网、光纤、DSL/ADSL等的一个或多个网络而被启用。

[0041] 计算系统22包括被耦合到广域网20的多个设备,包括诸如应用服务器、计算机网络和数据存储设备的一个或多个计算设备。如前所述,计算系统22可以充当用于电子设备14、16的云计算环境(或其他服务器网络),代表电子设备14、16和/或可穿戴设备12(或者在

一些实施例中,除了电子设备14、16和/或可穿戴设备12以外)执行处理和数据存储。在一些实施例中,计算系统22的功能中的一个或多个可以在相应的电子设备14、16和/或可穿戴设备12处执行,反之亦然。

[0042] 适能追踪系统的实施例可以包括可穿戴设备12,或者在一些实施例中,适能追踪系统的实施例可以包括可穿戴设备12和环境10中描绘的一个或多个其他设备(或者等同地,一个或多个装置)(例如,计算系统22的设备和/或电子设备14、16)的组合。在一些实施例中,适能追踪系统可以被实施在诸如电子设备14、16中的一个或计算系统22的一个或多个设备的一个或多个其他设备中的一个上。在下面的描述中,焦点集中在其中适能追踪系统的功能被实施在可穿戴设备12中的实施方式,其中,应当理解,该功能可以被实施在环境10的一个或多个其他设备和/或额外的设备中。

[0043] 已经大体上描述了其中可以实施适能追踪系统的实施例的范例环境10,注意力转向图2。图2图示了用于范例可穿戴设备12的范例电路,并且具体图示了在一个实施例中用于实施适能追踪系统的可穿戴设备12的基础电路和软件(例如,架构)。本领域普通技术人员在本公开内容的情境中应当理解,图2中所描绘的可穿戴设备12的架构仅仅是一个范例,并且在一些实施例中,可以使用额外的、更少的和/或不同的部件来实现相似的和/或额外的功能。在一个实施例中,可穿戴设备12包括多个传感器24(例如,24A-24N,也被称为可穿戴传感器)、分别与传感器24耦合的一个或多个信号调理电路26(例如,SIG COND CKT 26A-SIG COND CKT 26N),以及从信号调理电路26接收经调理的信号的处理电路28(PROCES CKT)。在一个实施例中,处理电路28包括模数转换器(ADC)、数模转换器(DAC)、微控制器(例如,MCU)、数字信号处理器(DSP)和存储器(MEM),包括存储器中的软件。在一些实施例中,处理电路28可以包括比图2中描绘的更少或额外的部件。例如,在一个实施例中,处理电路28可以包括微控制器。存储器包括操作系统(OS)和应用软件(ASW)。应用软件包括多个算法(例如,可执行代码的应用模块)以处理由传感器测量的信号(和相关联的数据)并记录和/或导出生理参数,例如,心率、血压、呼吸、出汗等。应用软件(ASW)还包括适能追踪系统的一个或多个模块以确定穿着可穿戴设备12(图2中的PF/AB DET)的对象(例如,用户或动物)的身体活动能力和活动模式,提供基于身体活动能力、活动类别和用户特性(例如,性别、年龄、体重,体重指数、身高等)(CRFM1)估计的心肺适能度量(例如,初始 $V_{O_2max}$ )的依赖于情境的估计结果,基于记录的活动模式、身体活动能力和初始 $V_{O_2max}$ 的变化来提供估计的初始 $V_{O_2max}$ 的变化的估计结果(由CRFM2统一执行),并且估计使得用于根据活动模式(EXERCRES)预测随着时间的 $V_{O_2max}$ 的变化的模型个性化的有氧锻炼反应。如下面进一步描述的,根据有氧活动模式的变化,使用方程 $\alpha V_{O_2max}$ (例如,通过CRFM2来计算与EXERCRES相关联的 $\alpha V_{O_2max}$ )来生成个性化的参数以输入模型来预测 $V_{O_2max}$ 的变化。在干预的第一时段(例如,第一周)期间评价的 $V_{O_2max}$ 时间预测模型的微分方程确定了对象特异性时段T,其指示作为有氧模式变化的结果达到渐近的(预期的)最终 $V_{O_2max}$ 的大约63%所需的时间段(例如,以周计)。在没有与EXERCRES相关联的功能的情况下,T参数取自关于人口统计的文献,其定义了达到最终 $V_{O_2max}$ 的63%所需的平均时间量。将有氧活动模式的变化与 $V_{O_2max}$ 的变化联系起来的模型最初基于人口统计数据,然后根据日常估计进行个性化。换句话说,CRFM2的输出由EXERCRES的结果进行修改。

[0044] 应用软件还包括通信软件,所述通信软件例如用于使得可穿戴设备12能够根据多

种不同通信技术(例如,NFC、蓝牙、Wi-Fi、Zigbee等等)中的一种或多种来进行操作。在一些实施例中,通信软件可以在单独的存储器或其他存储器中。

[0045] 存储器还包括一个或多个数据结构。在一个实施例中,处理电路28被耦合到通信电路30。通信电路30用于实现可穿戴设备12与其他电子设备(例如,电话14、膝上型计算机16和/或其他设备)之间的无线通信。通信电路30被描绘为蓝牙电路,但是不限于这种收发器配置。例如,在一些实施例中,通信电路30可以被实施为NFC电路、Wi-Fi电路、基于Zigbee的收发器电路、例如基于光学或超声的技术的其他设备中的任一种或其组合。处理电路28被进一步耦合到输入/输出(I/O)设备或外围设备,例如,输入接口32(INPUT)和输出接口34(OUT)。注意,在一些实施例中,用于前述电路和/或软件中的一个或多个的功能可以被组合到更少的部件/模块中,或者在一些实施例中,用于前述电路和/或软件中的一个或多个的功能还可以被分布在额外的部件/模块中。例如,处理电路28可以被封装为包括微控制器、DSP和存储器的集成电路,而ADC和DAC可以被封装为被耦合到处理电路28的单独的集成电路。在一些实施例中,以上列出的部件的功能中的一个或多个可以被组合,诸如由微控制器执行的DSP的功能。

[0046] 传感器24(在下文中也被称为可穿戴传感器)被选择为执行对多种生理和行为或模式参数的检测和测量,这些参数包括心率、心率变异性、心率恢复能力、血流速率、活动水平、肌肉活动(例如,肢体移动、重复移动、核心移动、身体取向/位置、力量、速度、加速度等)、肌肉紧张度、血容量、血压、血氧饱和度、呼吸速率、出汗、皮肤温度、体重和身体组成(例如,体重指数或BMI)。传感器24可以被实施为惯性传感器(例如,陀螺仪、单轴或多轴加速度计,例如在微机电系统(MEMS)基础设施中使用压电、压阻或电容技术的那些)、弯曲和/或力传感器(例如使用可变电阻)、肌电图传感器、心电图传感器(例如,EKG、ECG)、磁性传感器、光体积描记(PPG)传感器、生物阻抗传感器、红外接近度传感器、声学/超声/音频传感器、应变计、皮肤电流/汗液传感器、pH传感器、温度传感器、压力传感器和光电池。在一些实施例中,可以使用其他类型的传感器24来促进与健康或/或适能有关的计算,包括全球导航卫星系统(GNSS)传感器(例如,全球定位系统(GPS)接收器),从而促进对距离、速度、加速度、位置、高度等(例如,位置数据和移动)、气压、湿度、室外温度等的确定。在一些实施例中,GNSS功能可以经由通信电路30或被耦合到处理电路28的其他电路来实现。

[0047] 信号调理电路26包括放大器和滤波器以及其他信号调理部件,以在处理电路28处实施进一步处理之前调理包括与感测到的生理参数相对应的数据的感测信号。虽然图2所描绘的分别与每个传感器24相关联,但是在一些实施例中,可以使用更少的信号调理电路26(例如,针对多于一个的传感器24共享信号调理电路)。在一些实施例中,信号调理电路26(或其功能)可以被包括在其他地方,例如被包括在相应的传感器24的电路中或者被包括在处理电路28中(或者被包括在其中驻留的部件中)。另外,虽然上面被描述为涉及单向信号流(例如,从传感器24到信号调理电路26),但是在一些实施例中,信号流可以是双向的。例如,在光学测量的情况下,微控制器可以使光学信号从传感器24的电路中的光源(例如,(一个或多个)发光二极管或(一个或多个)LED)发射,或者从被耦合到传感器24的电路中的光源(例如,(一个或多个)发光二极管或(一个或多个)LED)发射,传感器24(例如,光电池)接收反射/折射的信号。

[0048] 通信电路30由处理电路28管理和控制。通信电路30用于与电子设备14、16(图1)无

线接口连接。在一个实施例中,通信电路30可以被配置为蓝牙收发器,但是在一些实施例中,也可以使用其他和/或额外的技术,例如,Wi-Fi、Zigbee、NFC等。在图2中描绘的实施例中,通信电路30包括发射器电路(TX CKT)、开关(SW)、天线、接收器电路(RX CKT)、混合电路(MIX),以及跳频控制器(HOP CTL)。发射器电路和接收器电路包括适合用于提供RF信号的相应的发射和接收的部件,包括调制器/解调器、滤波器和放大器。在一些实施例中,解调/调制和/或滤波可以部分或全部由DSP执行。开关在接收模式与发射模式之间切换。混合电路可以被实施为频率合成器和频率混合器,其由处理电路28来控制。跳频控制器基于来自发射器电路的调制器的反馈来控制发射信号的跳频。在一些实施例中,用于跳频控制器的功能可以由微控制器或DSP来实施。针对通信电路30的控制可以由微控制器、DSP或两者的组合来实施。在一些实施例中,通信电路30可以具有其自己的专用控制器,该专用控制器由微控制器监督和/或管理。

[0049] 在操作中,信号(例如,在2.4GHz处)可以在天线处被接收并且被开关导向接收器电路。接收器电路与混合电路协作,将接收到的信号转换成由跳频控制器归属的跳频控制下的中频(IF)信号,然后将该IF信号转换到基带以供ADC进一步处理。在发射侧,基带信号(例如来自处理电路28的DAC)被转换为IF信号,然后由与混合电路协作操作的发射器电路转换为RF,RF信号通过开关并且在跳频控制器提供的跳频控制下从天线发射。发射器和接收器电路的调制器和解调器可以是频移键控(FSK)型调制/解调,但不限于这种类型的调制/解调,其能够实现IF与基带之间的转换。在一些实施例中,解调/调制和/或滤波可以部分或全部由DSP执行。存储器存储由微控制器运行以控制蓝牙发射/接收的固件。

[0050] 虽然通信电路30被描绘为IF型收发器,但是在一些实施例中,可以实施直接转换架构。如上所述,通信电路30可以根据其他的和/或额外的收发器技术(例如,NFC、Wi-Fi或Zigbee)来实施。

[0051] 处理电路28在图2中被描绘为包括ADC和DAC。为了感测功能,ADC转换来自信号调理电路26的经调理的信号并将该信号数字化以供微控制器和/或DSP进一步处理。ADC还可以用于将经由输入接口32接收到的模拟输入转换为数字格式以供微控制器进一步处理。ADC还可以用于对经由通信电路30接收到的信号进行基带处理。DAC将数字信息转换为模拟信息。其用于感测功能的作用可以控制来自传感器24的信号(例如,光学信号或声学信号)的发射。DAC还可以用于引起来自输出接口34的模拟信号的输出。而且,DAC可以用于将来自微控制器和/或DSP的数字信息和/或指令转换为被馈送到发射器电路的模拟信号。在一些实施例中,可以使用额外的转换电路。

[0052] 微控制器和DSP为可穿戴设备12提供处理功能。在一些实施例中,两个处理器的功能可以被组合成单个处理器,或者被进一步分布在额外的处理器中。DSP提供了专门的数字信号处理,并且使得能够从微控制器卸载处理负载。DSP可以被实施为(一个或多个)专用集成电路或现场可编程门阵列(FPGA)。在一个实施例中,DSP包括流水线架构,其包括中央处理单元(CPU)、多个循环缓冲器以及符合哈佛架构的单独程序和数据存储器。DSP还包含双总线,使得能够同时进行指令和数据取回。DSP还可以包括指令缓存和I/O控制器,例如在Analog Devices **SHARC**® DSP中所见的那些,但是也可以使用DSP的其他制造商(例如,飞思卡尔多核心MSC81xx系列、德州仪器C6000系列等)。DSP通常用于使用寄存器和数学部件的数学运算,该数学部件可以包括乘法器、算术逻辑单元(ALU,其执行加法、减法、绝对值、

逻辑运算、固定点单元与浮点单元之间的转换等)以及桶形移位器。DSP实施快速乘法-累加(MAC)的能力使得能够高效运行快速傅里叶变换(FFT)和有限脉冲响应(FIR)滤波。DSP通常服务于可穿戴设备12中的编码和解码功能。例如,编码功能可以涉及对与电子设备14、16的信息传输相对应的命令或数据进行编码。而且,解码功能可以涉及对(例如在由ADC处理之后)从传感器24接收到的信息进行解码。

[0053] 微控制器包括用于运行尤其是被存储在存储器中的软件/固件的硬件设备。微控制器能够是任何定制的或商业可获得的处理器、中央处理单元(CPU)、基于半导体的微处理器(以微芯片或芯片组的形式)、宏处理器或通常用于运行软件指令的任何设备。合适的商业可获得的微处理器的范例包括Intel®Itanium®和Atom®微处理器,仅举几个非限制性范例。微控制器提供对可穿戴设备12的管理和控制,包括基于传感器24来确定生理参数并且用于实现与电子设备14、16的通信。

[0054] 存储器能够包括易失性存储器元件(例如,随机存取存储器(诸如DRAM、SRAM、SDRAM等的RAM))和非易失性存储器元件(例如,ROM、闪速存储器、固态存储器、EPROM、EEPROM等)中的任一种或组合。此外,存储器可以包含电子、磁性和/或其他类型的存储媒介。

[0055] 存储器中的软件可以包括一个或多个单独的程序,这些程序中的每个程序包括用于实施逻辑功能的可执行指令的有序列表。在图2的范例中,存储器中的软件包括合适的操作系统和应用软件,所述应用软件包括用于基于来自传感器24的输出来确定生理和/或行为或模式度量、或活动度量、身体活动能力、(活动特定的)总能量消耗等其他信息(例如,位置)的多种算法。来自传感器24的原始数据可以由算法用于确定各种生理和/或行为或模式度量(例如,心率、生物力学等,例如,手臂的摆动),并且还可以用于导出其他参数,例如,能量消耗、心率恢复、有氧能力(例如,V02max等)以及身体活动能力的其他导出的度量。在一些实施例中,替代或额外于可穿戴设备12本地执行的计算,可以在外部(例如在电子设备14、16或计算系统22的一个或多个设备处)计算这些导出的参数。应用软件还可以包括通信软件以实现与其他电子设备的通信。操作系统实质上控制其他计算机程序(例如,应用软件和通信软件)的运行,并提供调度、输入输出控制、文件和数据管理、存储器管理以及通信控制和相关服务。存储器还可以包括数据结构,该数据结构包括用户数据(例如,在本文中也称为用户特定信息或用户特性),例如,体重、身高、年龄、性别、体重指数(BMI),微控制器使用这些用户数据,运行算法的可执行代码来准确解读测得的生理和/或行为或模式数据。在一些实施例中,用户数据的数据结构可以被存储在其他地方,例如被存储在电子设备14、16处并且/或者被存储在计算系统22的一个或多个设备处,以代替或额外于被存储在可穿戴设备设备12处。

[0056] 存储器中的软件包括源程序、可执行程序(目标代码)、脚本或包括要执行的指令集的任何其他实体。当为源程序时,程序可以经由编译器、汇编器、解释器等进行翻译,以便与操作系统结合而正确操作。此外,软件能够被编写为(a)具有数据和方法类的面向对象的编程语言,或(b)具有例程、子例程和/或函数的程序性编程语言,例如但不限于,C、C++、Python、Java等。软件可以被实施在计算机程序产品中,该计算机程序产品可以是非瞬态计算机可读介质或其他介质。

[0057] 输入接口32包括用于输入用户输入的接口,例如,按钮或麦克风或(例如用于检测

用户输入的) 传感器。输入接口32可以充当用于(例如经由有线连接)将信息下载到可穿戴设备12的通信端口。输出接口34包括用于呈现或传输数据的接口(例如,显示屏、扬声器)和/或用于被存储在存储器中的信息的(例如有线)传输的通信接口,或者用于实现一个或多个反馈设备(例如,照明设备(例如LED)、音频设备(例如,音调生成器和扬声器)和/或触觉反馈设备(例如,振动电动机))。在一些实施例中,输入接口32和输出接口34的功能中的至少一些可以被组合,例如在触摸型显示屏的情况下。

[0058] 已经描述了可穿戴设备12的基础硬件和软件,现在将注意力转向图3,图3图示了根据本发明的实施例的用于计算系统22的范例计算设备36的电路。计算设备36可以被实施为应用服务器、计算机以及其他计算设备,并且在本文中通常也被称为装置。本领域普通技术人员应当理解,在本公开内容的情境中,范例计算设备36仅仅说明了一个实施例,并且计算设备的一些实施例可以包括更少的或额外的部件,并且/或者在一些实施例中与图3中描绘的各种部件相关联的功能中的一些可以被组合或者被进一步分布在额外的模块或计算设备之间。计算设备36在该范例中被描绘为计算机系统,例如,提供应用服务器的功能的计算机系统。应当理解,这里省略了计算机系统的某些公知部件,以避免使计算设备36的相关特征晦涩难懂。在一个实施例中,计算设备36包括处理电路37 (PROCES CKT),处理电路37包括一个或多个处理器(例如,处理器38 (PROCES))、(一个或多个)输入/输出(I/O)接口40 (I/O) (在一个实施例中,其被任选地耦合到显示屏42 (DISP SCRN))和其他用户接口(例如,键盘、鼠标、麦克风等),以及存储器44 (MEM),这些部件全部都被耦合到诸如数据总线46 (DBUS)的一个或多个数据总线。在一些实施例中,显示屏42(和/或用户接口(UI))可以被直接耦合到数据总线46。存储器44可以包括易失性存储器元件(例如,随机存取存储器RAM,例如,DRAM和SRAM等)和非易失性存储器元件(例如,ROM、闪速存储器、固态存储器、EPROM、EEPROM、硬盘驱动器、磁带、CDROM等)中的任一个或组合。存储器44可以存储用于各种操作系统和/或仿真硬件平台、仿真操作系统等中的任一个的本地操作系统、一个或多个本地应用、仿真系统或仿真应用。在一些实施例中,单独的存储设备(STOR DEV)可以经由I/O接口40和互联网20被耦合到数据总线46或者作为(一个或多个)网络连接的设备。存储设备可以被实施为永久存储器(例如光学、磁性和/或半导体存储器和相关联的驱动器)以存储用户数据(例如,基于问卷,从可穿戴设备12传送的记录数据,和/或经由在电子设备14、16处访问的网页中输入的数据)。

[0059] 在图3中描绘的实施例中,存储器44包括操作系统50 (OS) 和应用软件52 (APP SW) (应用软件52在一些实施例中可以包括驻留在可穿戴设备12中的应用软件的全部或部分功能),以及接口软件(例如,包括一个或多个API) (其用于使得能够由一个或多个设备通过互联网和/或其他网络进行访问)。

[0060] 应用软件52的运行可以由处理器38在操作系统50的管理和/或控制下来实施。处理器38可以被实施为定制的或商业可获得的处理器,中央处理单元(CPU)或多个处理器中的辅助处理器,基于半导体的微处理器(以微芯片的形式),宏处理器,一个或多个专用集成电路(ASIC),多个适当配置的数字逻辑门和/或其他公知的电气配置(其包括单独的以及各种组合的分立元件以用于协调计算设备36的整体操作)。

[0061] I/O接口40包括硬件和/或软件以向互联网20以及诸如显示屏42和用户接口的其他设备提供一个或多个接口。换句话说,I/O接口40可以包括用于输入和输出信号(例如,模

拟数据或数字数据)的任意数量的接口,以用于通过各种网络并且根据各种协议和/或标准来传送信息(例如,数据)。用户接口可以包括使得能够由管理员或其他用户进行输入和/或输出的键盘、鼠标、麦克风、拟真头戴式设备等。

[0062] 当计算设备36的某些实施例至少部分地用软件(包括固件)来实施时,如图3所示,应当注意,软件(例如包括应用软件52)能够被存储在各种非瞬态计算机可读介质上以供各种与计算机相关的系统或方法使用或与其结合使用。在本文的情境中,计算机可读介质可以包括可以包含或存储计算机程序(例如,可执行代码或指令)以供与计算机相关的系统或方法使用或与其结合使用的电子、磁性、光学或其他物理设备或装置。该软件可以嵌入各种计算机可读介质中,以供指令执行系统、装置或设备(例如,基于计算机的系统、包含处理器的系统或能够从指令执行系统、装置或设备取回指令并运行指令的其他系统)使用或与其结合使用。

[0063] 当计算设备36的某些实施例至少部分地用硬件来实施时,可以用本领域公知的以下技术中的任一个或组合来实施这样的功能:(一个或多个)分立的逻辑电路(其具有用于对数据信号实施逻辑功能的逻辑门)、专用集成电路(ASIC)(其具有适当组合逻辑门)、(一个或多个)可编程门阵列(PGA)、现场可编程门阵列(FPGA)、中继器、接触器等。

[0064] 现在将注意力转向图4-图6,图4-图6图示了适能追踪系统的实施例所利用的各种方法。在一个实施例中,可以通过运行应用软件的电路28(图2)执行图4-图6(以及随后的附图)中所描述的方法,但是一些实施例也可以使用其他的和/或额外的设备的其他处理电路和/或(一个或多个)处理器。图4-图6中所示的流程图中的任何过程描述或框应当被理解为表示包括用于实施过程中的特定逻辑功能或步骤的一个或多个可执行指令的代码的模块、段或部分,并且替代的实施方式被包括在本发明的实施例的范围内,正如本发明所属领域的技术人员所理解的那样,取决于所涉及的功能,这些功能可以基本上同时运行和/或以不同的顺序运行,并且/或者可以添加额外的逻辑功能或步骤。图4是图示根据本发明的实施例的用于根据随着时间的身体活动能力和活动模式的测量结果来确定心肺适能和适能变化的范例方法54的流程图。在激活(开始)之后,方法54包括确定身体活动能力(56)和活动模式(58)并估计 $VO_{2max}$ (60)。 $VO_{2max}$ 的估计还可以基于用户特性(例如,用户特异性信息)(62)。方法54还包括确定活动模式的变化和活动能力的变化(64),并且确定个体有氧反应(66)并估计 $VO_{2max}$ 的变化(68)。对变化的估计可以基于从群体导出的有氧反应(63)。一般而言,方法54将描述(i)身体活动能力和(ii)活动模式的用户特征进行组合以估计心肺适能和随着时间的适能的变化。通过这种方式,对 $VO_{2max}$ 的预测较少依赖于对象特性的静态测量,这有助于解释个体之间的 $VO_{2max}$ 差异(如体重、年龄或肌肉质量),但对适能的时间变化不敏感。在适能追踪系统的某些实施例中使用的预测算法(例如,如以下与 $\alpha VO_{2max}$ 相关联地描述的预测算法)被设计为随着时间进行自适应,使得能够根据从用户随着时间而收集的信息来进行不同操作。例如, $VO_{2max}$ 的估计结果受到在不同时间段获得的数据的影响:虽然即时评估了身体活动能力,但是行为特性或活动模式是在长的时间段上确定的。另外,个人对有氧锻炼的适能反应被纳入预测算法的后期阶段。心肺适能对锻炼的生理反应是通过生物学确定的,并且能够因用户而异,因此,个性化参数用于更好地描述响应于行为或模式和有氧锻炼参与的变化的 $VO_{2max}$ 的长期趋势。

[0065] 进一步详细描述图4,并且关于确定身体活动能力(56),在图5中描绘了的一种方

法70,方法70被初始化以确定用户的身体活动能力。如图5所示,示出了两个处理分支,其中,在图5中的左分支包括处理身体加速度(72),确定活动类型(74)和运动强度(例如,加速度变异性)(76),并且基于74、76(78)中的确定来确定依赖于活动的能量消耗估计结果。在图5的另一个处理分支中,方法70记录并处理生理数据(例如,心率)(80),确定生理反应(82)并且基于78和82中的处理来计算身体活动能力(例如,每次心率的总能量消耗(EE/HR))(84)。注意,在一些实施例中,运动强度可以从其他测量结果(例如,除了移动数据以外)进行估计。例如,在一些实施例中,运动强度可以根据来自大气压力传感器、汗液传感器等的测量结果进行确定。身体活动能力被定义为身体活动期间的(a)代谢需求与(b)生理反应之间的比率。代谢需求(a)由身体活动期间的机械功决定,机械功能够根据身体移动数据来估计,这取决于用户执行的活动类型。例如,活动类型选择算法能够用于从身体加速度的总结测量结果(例如,活动计数、移动速度、运动节奏、周期性等)估计在特定活动(例如,步行、骑车等)期间的能量消耗(EE)。生理反应(b)被定义为在身体活动期间记录的生理变量的水平。该参数能够被定义为在活动期间的心率(HR)或多种生理参数(例如,HR、呼吸速率、皮肤温度和皮肤电反应)的组合。身体活动能力(例如,EE/HR)被设计为具有相同的信息量,而不考虑用户执行的活动类型。通过这种方式,每当可穿戴式传感器检测到活动时,系统就能够确定与这样的活动相关联的用户的身体活动能力。

[0066] 现在参考图6,示出了根据本发明的实施例的流程图,该流程图示了用于根据身体移动和心率的测量结果来确定活动和有氧行为或模式(例如,图4的活动模式(58))的范例方法86。实际上,方法86提供了在持续时间、重复性、规律性等方面处理多种类型的活动及其模式的活动分类。活动模式能够通过监测随着时间的身体活动和生理数据(例如,HR)来确定。在范例方法86中,方法86处理身体加速度和心率(HR)(88),并确定活动类型(90)。例如,在(92)中,确定活动是睡眠(例如基于对应于持续时间、规律性等的睡眠特征)(94)、久坐(例如基于持续时间、事件数量等的久坐特征)(96)还是活跃。如果是活跃,则根据定义的阈值基于心率、时段和心率变异性(HRV)进行进一步的确定(98),并且确定是无氧(例如基于持续时间、事件的数量、强度等的无氧特征)(100)或有氧(例如基于持续时间、事件数量、强度等的有氧特征)中的一种(102)。注意,根据图6,T指示活动持续时间;HRV指示HR随着时间的变化; $t_1$ 、 $t_2$ 、 $t_3$ 指示阈值以确定活动是有氧型的还是无氧型的。在一个实施例中,有氧活动的特征在于HR超过某个阈值(例如,50%HRmax),具有长的持续时间(例如>30秒),并且HRV通常较低。活动模式能够被定义为每天的活动持续时间和久坐占据、睡眠和有氧锻炼。活动、久坐占据和睡眠能够通过用分类算法处理加速度计信号来确定。处理随着时间的活动持续时间和HR数据的算法自动确定有氧活动。例如,当某个活动已经进行了足够的时间量(例如,持续时间>30秒)并且HR达到足够高的值(例如,HR>50%最大HR或HR>150%静息HR)并且HR变异性相对较低时,该活动能够被认为是有氧性质的。有氧活动对定义活动模式尤其感兴趣,因为它们能够维护和修改用户的适能水平。考虑到用户的活动例程和时间表的重复性和每周性,活动模式通常在诸如连续七(7)天的长时段上进行评估,但是在一些实施例中也可以使用其他时段。

[0067] 关于对 $VO_{2max}$ 的估计(图4中的60),实施对初始 $VO_{2max}$ 的依赖于情境的评估。能够通过根据身体活动能力、活动模式和对象特性的测量结果估计 $VO_{2max}$ 来确定用户的初始适能水平。能够使用依赖于情境的(或依赖于活动类型的)回归方程来根据身体活动能力参数

(例如,EE/HR)估计 $VO_{2max}$ 。考虑到身体活动能力是针对多种类型的日常活动而确定的,能够设计 $VO_{2max}$ 预测方程来说明哪种活动类型( $a = \{act\_1, act\_2, \dots, act\_A\}$ )被执行。注意,“a”是下面的方程( $VO_{2max}$ 方程)中的指数,并且指示活动类型,例如,轻度、中度、剧烈强度活动或者替代地为行走、跑步、骑车、划船等。如图7和表1中描绘的身体活动能力(例如,TEE/HR)与适能( $VO_{2max}$ )之间存在的较强关系所表明的那样,能够设计可靠性权重( $rel_a$ )以给出与在导出的身体活动能力较少描述 $VO_{2max}$ 的某个活动期间获得的预测的较小关联性。下面的表1示出了基于针对于表示自由生活活动模式的不同聚类系统的TEE/HR特征的 $VO_{2max}$ 预测算法(例如,相关性和误差统计)。能够使用相关性和误差统计来确定每个聚类的可靠性评分以生成日常 $VO_{2max}$ 估计结果。

聚类类型	$R^2$	L1SO CV	
		偏差 (ml $O_2$ /min)	RMSE (ml $O_2$ /min)
活动类型聚类			
其他	0.67	-0.45	401.17
久坐	0.57	-4.87	459.93
能走动	0.73	0.61	360.09
运动强度聚类			
Cnts<25%	0.61	-3.50	439.85
25%≤Cnts<50%	0.49	-8.87	512.06
50%≤Cnts<75%	0.68	-2.18	395.93
Cnts≥75%	0.55	3.67	474.19
活动水平聚类			
PAL<1.5	0.58	-4.90	459.24
1.5≤PAL<3	0.59	-0.87	449.56
3≤PAL<6	0.72	-0.39	367.71
PAL≥6	0.82	-1.14	300.38
k-NN 聚类			
聚类 1	0.73	-2.01	367.64
聚类 2	0.45	-6.36	515.28
聚类 3	0.70	-0.30	381.32
聚类 4	0.83	-1.45	302.47
聚类 5	0.77	-0.89	333.48

[0070] 注意, $R^2$ =测得的 $VO_{2max}$ 与预测的 $VO_{2max}$ 之间的相关性,L1SO=留下的一个对象的交叉验证误差统计结果,RMSE=均方根误差,Cnts=每分钟活动计数,PAL=身体活动水平。

[0071] 根据可靠性评分( $rel_a$ )对针对每个活动类型(act\_1、act\_2等)导出的适能度量进行加权以生成 $VO_{2max}$ 的日常估计结果。Act\_A指示活动类型被离散化的总类别。图7图示了

EE/HR与VO<sub>2</sub>max之间的关系,其可以被表征为f<sub>a</sub>(EE/HR,年龄,体重,性别,身高)。可靠性评分能够被定义为从图7所示的数据可见的针对每种活动类型的EE/HR与VO<sub>2</sub>max之间的相关系数。通常,身体活动能力与适能之间存在的不同关系表明:根据用于确定身体活动能力的活动类型,能够使用不同的可靠性权重来生成最优适能预测。类似地,能够使VO<sub>2</sub>max预测方程的系数依赖于模式或行为,以允许依赖于用户有氧活动量或久坐时间量的适能估计。通过这种方式,针对用户群组的更多定制的预测模型(例如,从关于有氧活动强度的信息、初始VO<sub>2</sub>max(t<sub>0</sub>)和用于运行与VO<sub>2</sub>max(t<sub>n</sub>)相关联的方程的从群体导出的参数来估计VO<sub>2</sub>max随着时间的变化,如以下进一步描述的)能够被定义,并且为了预测VO<sub>2</sub>max而获得更高的准确度。

$$[0072] \quad VO_2 \max = \frac{\sum_{a=1}^A rel_a \times f_a\left(\frac{EE}{HR}, \text{年龄, 体重, 性别, 身高}\right)}{\sum_{a=1}^A rel_a}$$

[0073] 关于VO<sub>2</sub>max的变化的估计(图4中的68),VO<sub>2</sub>max的变化通过考虑(i)初始VO<sub>2</sub>max,(ii)根据身体活动能力预测的VO<sub>2</sub>max的变化,以及(iii)根据活动模式的变化确定的适能变化(VO<sub>2</sub>max的时间趋势)来进行预测。实际上,有氧活动的增加能够刺激VO<sub>2</sub>max的可预测变化,如图8所示。如图所示,与高强度有氧锻炼相比,中等强度的有氧锻炼引发适能随着时间的更平滑的变化。类似地,有氧时间或有氧活动强度的减小可以引起VO<sub>2</sub>max的降低,如图9所示。如前所述,考虑到VO<sub>2</sub>max训练反应的异质性,主观地确定有氧活动模式变化的适能反应的幅值。最初,用户的有氧锻炼反应被认为与群体平均值相等,并且仅在从记录的数据导出的后期阶段被认为与群体平均值相等,如下所述。

[0074] 由于由日常因素(如睡眠剥夺和持续时间、紧张、过度饮食或饮食不足、荷尔蒙循环和锻炼后恢复)影响的生理状况的日间差异,预计从身体活动能力导出的VO<sub>2</sub>max的估计结果随着时间显著波动。为了减轻这些与非适能有关的波动并提高随着时间的VO<sub>2</sub>max估计结果的可靠性,适能追踪系统的实施例使用关于活动模式并且特别是有氧锻炼特征的信息来预测适能趋势中的轨迹,围绕该适能趋势来预测VO<sub>2</sub>max随着时间的变化。活动模式根据用户的例程在长时间段上进行评估。通常,以每周或每两周为周期确定模式,以捕捉受工作日和周末影响的特性。

[0075] 现在参考图10,在基线时段中,如结合图6所描述的那样确定用户的初始行为或模式。使用1周或2周的时间段内的聚集结果来确定典型的模式(例如,针对行为或活动模式和锻炼、日常活动能力、日常适能水平(例如,VO<sub>2</sub>max)执行计算)。实际上,基线时段使得能够从日常VO<sub>2</sub>max估计结果的序列确定周期性(例如每周)VO<sub>2</sub>max的参考起始水平。在此描述中对有氧活动强度和持续时间给予特别强调,然而,行为或模式的其他方面可以被认为与预测适能变化相关。例如,关于考虑有意义的活动以增加VO<sub>2</sub>max,可以忽略无氧锻炼。然而,行为或模式的其他方面(例如,久坐时间、步数等)能够替代有氧活动的持续时间和强度,以预测VO<sub>2</sub>max随着时间从基线值的变化。根据身体活动能力和初始模式或行为(如前所述),通过评估日间VO<sub>2</sub>max估计结果来确定初始适能水平(VO<sub>2</sub>max(t<sub>0</sub>))。行为或模式变化的测量结果是在下一时段(例如,第三周)中导出的。注意,在一些实施例中,基线和变化时段的持续时间可以不同于以上范例中所描述的持续时间。在用户开始训练计划并且他/她的有氧活动增加的情况下,适能追踪系统的实施例根据行为或模式变化的幅值来确定适能随着时间的预期变化,如图10中所描绘的。

[0076] 能够通过考虑以下内容来估计随着时间的 $VO_{2max}$ : 有氧活动量、有氧活动强度、自训练开始以来的时间、初始 $VO_{2max}$ 水平, 以及对象特性。这样的模型的范例如下:

$$[0077] \quad VO_{2 \max}(t_n) = VO_{2 \max}(t_0) + (VO_{2 \max}(t_{inf}) - VO_{2 \max}(t_0)) \times (1 - e^{-t_n/T})$$

[0078] 其中,  $t_n$ 是从训练程序开始的当前时间(以天计),  $t_{inf}$ 是由行为或模式变化触发的渐近的估计的适能变化; 并且 $T$ 是确定用户达到期望的最终 $VO_{2max}$ (例如,  $VO_{2max}(t_{inf})$ )的63.2%所需的时间量(以天计)的时间常数。上面的方程对时间 $t_n$ 处的预期 $VO_{2max}$ 进行建模。通过简单的数学运算, 可以将针对 $VO_{2max}$ 的变化的表达式定义为 $VO_{2max}(t_n) - VO_{2max}(t_0)$ 。行为或模式变化与 $VO_{2max}(t_{inf})$ 之间的关系最初是从公开的对训练的适能反应(例如图8-图9)的群组统计结果中导出的。对锻炼的个人适能反应和 $VO_{2max}(t_{inf})$ 能够根据行为或模式变化后的第一个时段的用户数据来确定。例如, 在初始阶段之后, 来自可穿戴传感器的测量结果能够用于生成描述个体对有氧训练(或去训练)的反映的个人特异性趋势。类似地,  $T$ 最初是通过使用群体导出的对训练的适能反应的平均结果来确定的。例如, 在剧烈的有氧训练的情况下,  $T$ 为25天(>3周), 而对于中等强度的有氧训练,  $T$ 为42天(6周)。随着时间的 $VO_{2max}$ 的变化的初始趋势能够被确定为上述方程中随着时间的微分。

$$[0079] \quad \alpha VO_{2 \max}(t_3) = \frac{dVO_{2 \max}(t)}{dt} \text{在 } t_3 \text{ 处评估}$$

[0080] 一旦确定了描述适能随着时间的变化的模型的参数( $VO_{2max}(t_{inf})$ )和 $T$ , 就能够建立可靠的适能变化的轨迹, 如图10中的虚线所示。该过程表示用于预测 $VO_{2max}$ 的时间变化的 $T$ 参数的个性化过程。通过这种方式, 根据对有氧活动模式变化的用户特异性反应, 能够获得更好的 $VO_{2max}$ 变化估计结果。日常适能估计结果能够被修改以保持在围绕期望的适能变化的某个可靠性边界内, 例如由图11中的初始轨迹线上方和下方的边界线所示。可靠性边界可以被定义为预期 $VO_{2max}$ 变化轨迹的百分比(例如, 用于确定下限和上限的期望值的90%-110%)。通过这种方式, 日常适能估计结果更准确, 取决于用户活动模式的变化以及日常身体活动能力。总的来说, 可以使用不同的方法来洞察由于活动模式引起的 $VO_{2max}$ 的时间趋势以调节日常估计结果。在一个范例方法中, 可以应用对估计结果的基线校正以匹配预期的每周时间趋势。在另一范例方法中, 可以生成(例如上和下)边界阈值, 其中, 日常估计结果可以被钳位到这些边界阈值以允许日常估计结果仍然表示预期的心脏适能变化趋势。

[0081] 训练制度的变化和有氧时间的减少确定了 $VO_{2max}$ 中的时间趋势的变化, 其仍然能够通过上述方法来建模。

[0082] 参考图12, 图示了对有氧锻炼反应的预测。一旦记录到模式改变, 就可以根据第一个测量时段的用户数据确定对有氧训练的个体适能反应。如图12所示, 可以观察到, 期望的训练反应 $\alpha VO_{2max}$ 与实际的训练反应不同, 如通过拟合线插值数据所获得的。具体地,  $\alpha VO_{2max}$ 指示上面描述的描述适能随着时间的变化( $VO_{2max}(t_n)$ )的方程的随着时间的一阶导数。 $\alpha VO_{2max}$ 可以与简单的算术计算一起使用以确定 $T$ ,  $T$ 是用户需要在制度( $t_{inf}$ )下达到期望的最终 $VO_{2max}$ 的63%的时间。最初, 该时间 $T$ 是从群体平均结果中获得的, 但是在第一时段(例如, 一个星期)之后,  $VO_{2max}$ 的日常估计结果(由前面描述的来自 $VO_{2max}$ 方程的原始数据提供, 并且这并未根据有氧行为的变化针对预期的适能变化进行校正)能够用于确定 $VO_{2max}$ 增加的斜率, 这与个性化的 $\alpha VO_{2max}$ 相对应。这种个性化过程使得适能追踪系统能够

更新模型的系数,预测适能随着时间的变化。通过这种方式,由于模式变化( $V_{O_{2max}}(t_{inf})$ )引起的个性化的适能反应能够从 $\alpha V_{O_{2max}}$ 计算出,其中,假设某个T是由有氧活动和模式的变化确定的。

[0083] 在一个实施例中,公开了一个针对方法的权利要求,包括:接收从被耦合到对象的可穿戴传感器获得的数据;并且基于所述数据和对象特性,通过在定义的时间段上确定针对与自由生活活动类别相关联的自由生活活动的身体活动能力来估计针对所述对象的心肺适能度量,其中,针对所述活动中的每个的所述身体活动能力的确定结果是通过对应于所述活动和所述活动类别的机械功的度量和与所述机械功相关联的生理反应的度量之间的比率来指示的。

[0084] 在一个实施例中,公开了一个针对上述方法的权利要求,还包括基于所述身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能度量的变化。

[0085] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述方法权利要求中的任一个的权利要求,其中,所述数据包括对应于所述对象的移动数据和生理数据,其中,确定身体活动能力包括:确定活动类型和运动强度;基于所述生理数据来确定心率;并且基于所述活动类型和所述运动强度来确定依赖于活动的能量消耗估计结果,其中,所述身体活动能力包括所述能量消耗估计结果与所述心率的比率。

[0086] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述方法权利要求中的任一项的权利要求,其中,所述移动数据包括对应于所述对象的加速度数据。

[0087] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述方法权利要求中的任一个的权利要求,还包括通过将所述活动分类为睡眠、久坐或活跃而根据所述自由生活活动来确定活动模式,所述分类基于所述移动数据和所述生理数据。

[0088] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述方法权利要求中的任一项的权利要求,还包括基于所述活动的持续时间和针对所述生理数据的多个阈值来确定所述活动分类是对应于无氧活动还是对应于有氧活动。

[0089] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述方法权利要求中的任一个的权利要求,其中,估计所述心肺适能度量包括:针对接收其所述数据的多种类型的活动,估计在所述定义的时间段上的所述心肺适能度量,并且根据可靠性评分对所述多种类型的活动中的每种进行加权,所述可靠性评分包括所述身体活动能力与所述心肺适能度量之间的相关系数。

[0090] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述方法权利要求中的任一个的权利要求,其中,所述定义的时间段包括活动的一天。

[0091] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述方法权利要求中的任一个的权利要求,还包括在基线时段的持续时间内估计针对多个连续的定义的时间段的所述心肺适能度量。

[0092] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述方法权利要求中的任一个的权利要求,还包括基于在所述基线时段之后所述身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能度量的变化。

[0093] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述方法权利要求中的任一个的权利要求,其中,所述模式的变化与所述心肺适能度量之间的关系是从群体组统计数据中导出的,并且是使用来自所述可穿戴传感器的数据来校正的。

[0094] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述方法权利要求中的任一个的权利要求,还包括测量与测得的模式变化有关的有氧锻炼反应。

[0095] 在一个实施例中,公开了一个针对装置的权利要求,所述装置包括:可穿戴传感器,其被耦合到对象;以及处理电路,其被耦合到所述可穿戴传感器,所述处理电路被配置为:接收从所述可穿戴传感器获得的数据;并且基于所述数据和对象特性,通过在定义的时间段上确定针对与自由生活活动类别相关联的自由生活活动的身体活动能力来估计针对所述对象的心肺适能度量,其中,针对所述活动中的每个的所述身体活动能力的确定结果是通过对应于所述活动和所述活动类别的机械功的度量和与所述机械功相关联的生理反应的度量之间的比率来指示的。

[0096] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述装置权利要求的权利要求,其中,所述处理电路还被配置为:基于所述身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能度量的变化。

[0097] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述装置权利要求中的任一个的权利要求,其中,所述处理电路还被配置为:确定活动类型和运动强度;基于所述生理数据来确定心率;并且基于所述活动类型和所述运动强度来确定依赖于活动的能量消耗估计结果,其中,所述身体活动能力包括所述能量消耗估计结果与所述心率的比率。

[0098] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述装置权利要求中的任一个的权利要求,其中,所述处理电路还被配置为:通过将所述自由生活活动中的每个分类为睡眠、久坐或活跃来确定活动模式,所述分类基于移动数据和生理数据;并且基于所述活动的持续时间和针对所述生理数据的多个阈值来确定所述活动分类是对应于无氧活动还是对应于有氧活动。

[0099] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述装置权利要求中的任一个的权利要求,其中,所述处理电路还被配置为:针对接收其所述数据的多种类型的活动,估计在所述定义的时间段上的所述心肺适能度量,并且根据可靠性评分对所述多种类型的活动中的每种进行加权,所述可靠性评分包括所述身体活动能力与所述心肺适能度量之间的相关系数;并且在基线时段的持续时间内针对多个连续的定义的时间段重复所述估计。

[0100] 在一个实施例中,公开了一个从属于前述装置权利要求中的任一个的权利要求,其中,所述处理电路还被配置为:基于在所述基线时段之后所述身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能度量的变化,其中,所述模式的变化与所述心肺适能度量之间的关系是从群体组统计数据中导出的,并且是使用来自所述可穿戴传感器的数据来校正的;并且测量有氧锻炼反应以确定所述模式的变化。

[0101] 在一个实施例中,公开了一个针对非瞬态计算机可读介质的权利要求,其中,所述非瞬态计算机可读介质编码有能由一个或多个处理器运行的指令,所述指令使得所述一个或多个处理器执行以下操作:接收从被耦合到对象的可穿戴传感器获得的数据;并且基于所述数据和对象特性,通过在定义的时间段上确定针对与自由生活活动类别相关联的自由生活活动的身体活动能力来估计针对所述对象的心肺适能度量,其中,针对所述活动中的每个的所述身体活动能力的确定结果是通过对应于所述活动和所述活动类别的机械功的度量和与所述机械功相关联的生理反应的度量之间的比率来指示的。

[0102] 在一个实施例中,公开了一个从属于先前非瞬态计算机可读介质的权利要求,其中,所编码的指令能由所述一个或多个处理器运行以使得所述一个或多个处理器还执行以下操作:基于身体活动能力的变化以及活动模式的变化和所估计的心肺适能度量的变化来估计针对所述对象的所确定的心肺适能度量的变化。

[0103] 尽管已经在附图和前面的描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是图示性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容以及权利要求,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。注意,可以使用所公开的实施例的各种组合,并且因此参考实施例或一个实施例不意味着排除来自该实施例的特征与来自其他实施例的特征一起使用。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以被存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布。权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

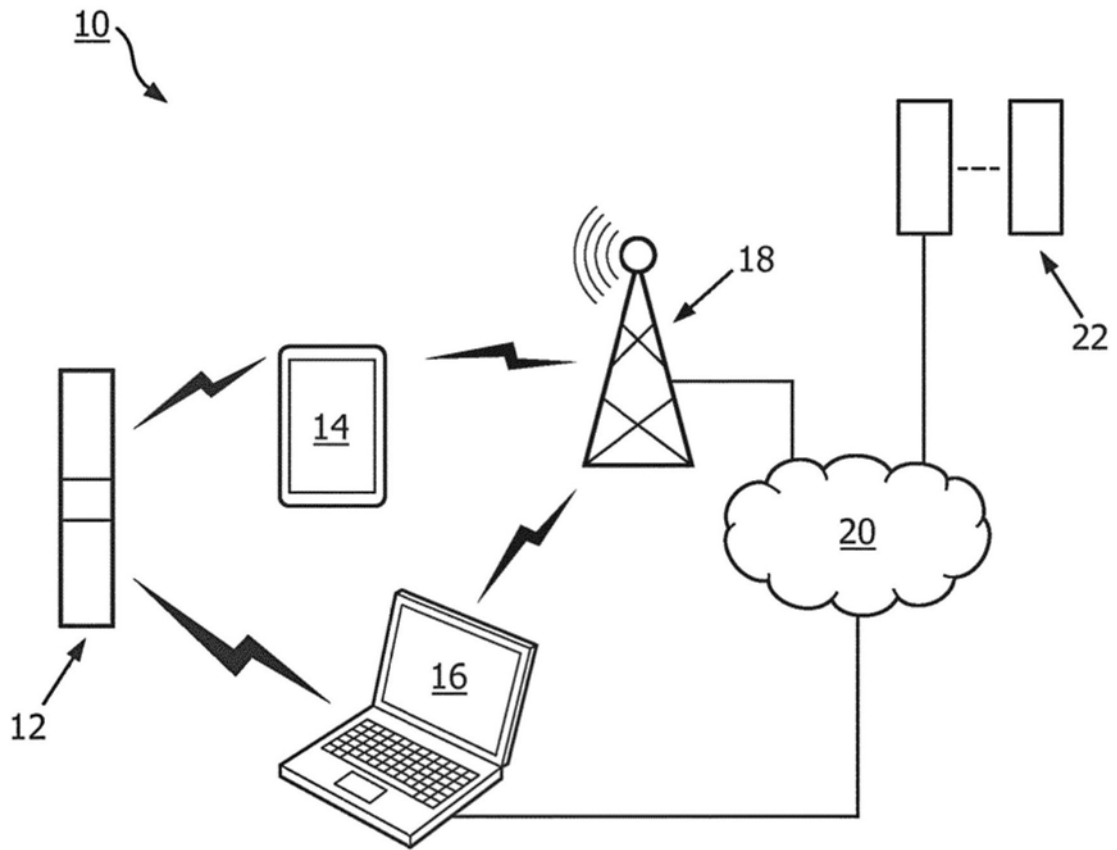


图1

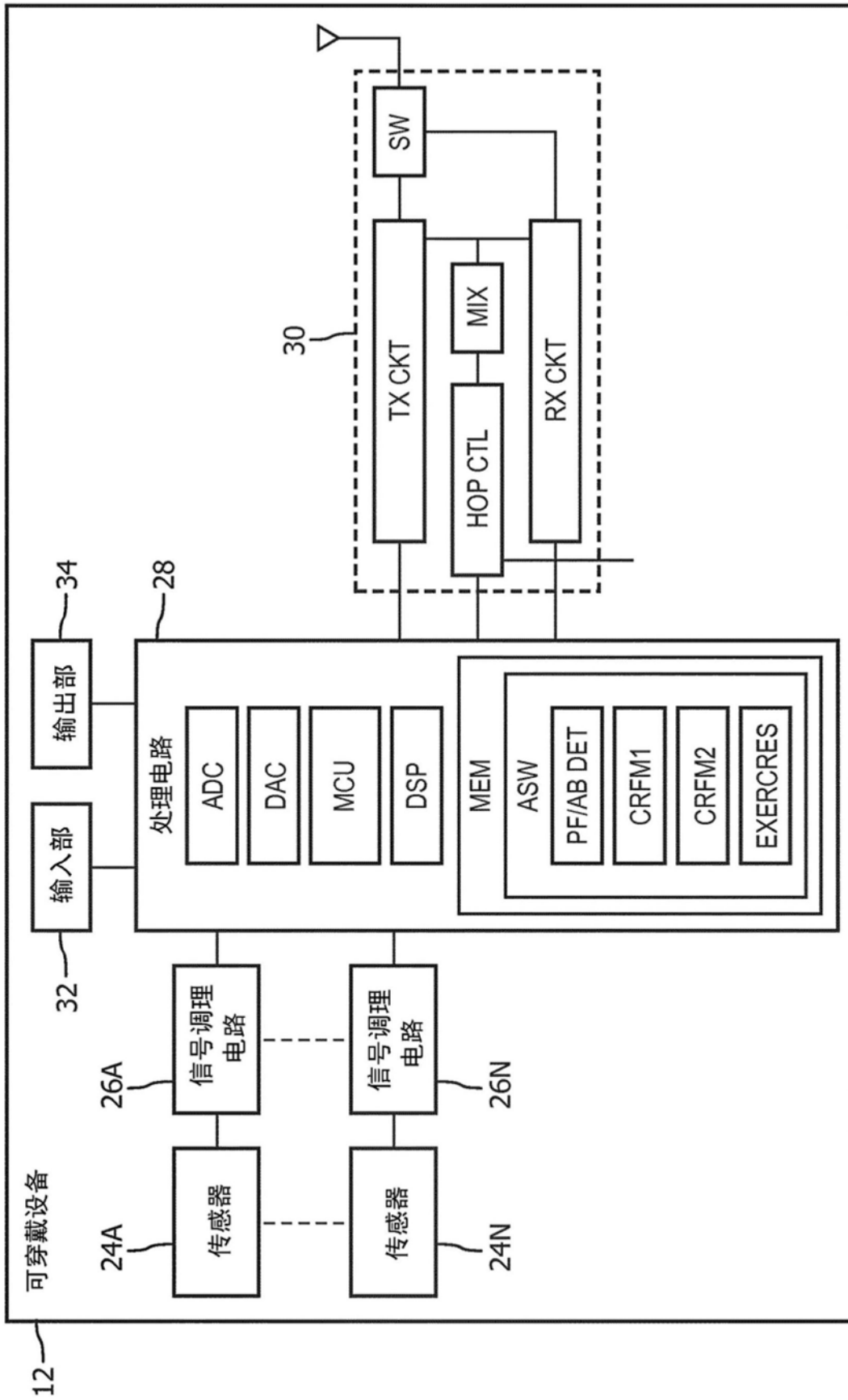


图2

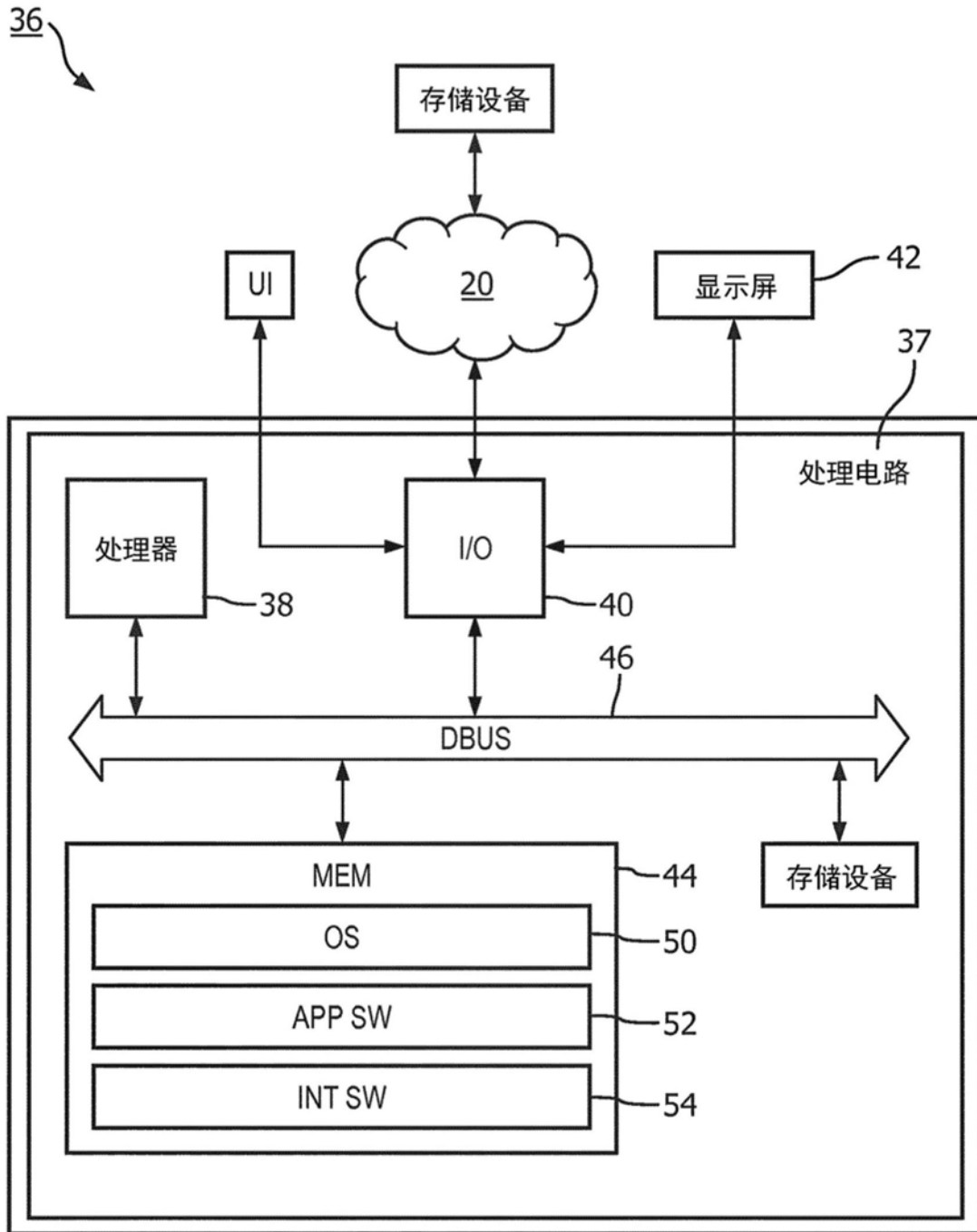


图3

54

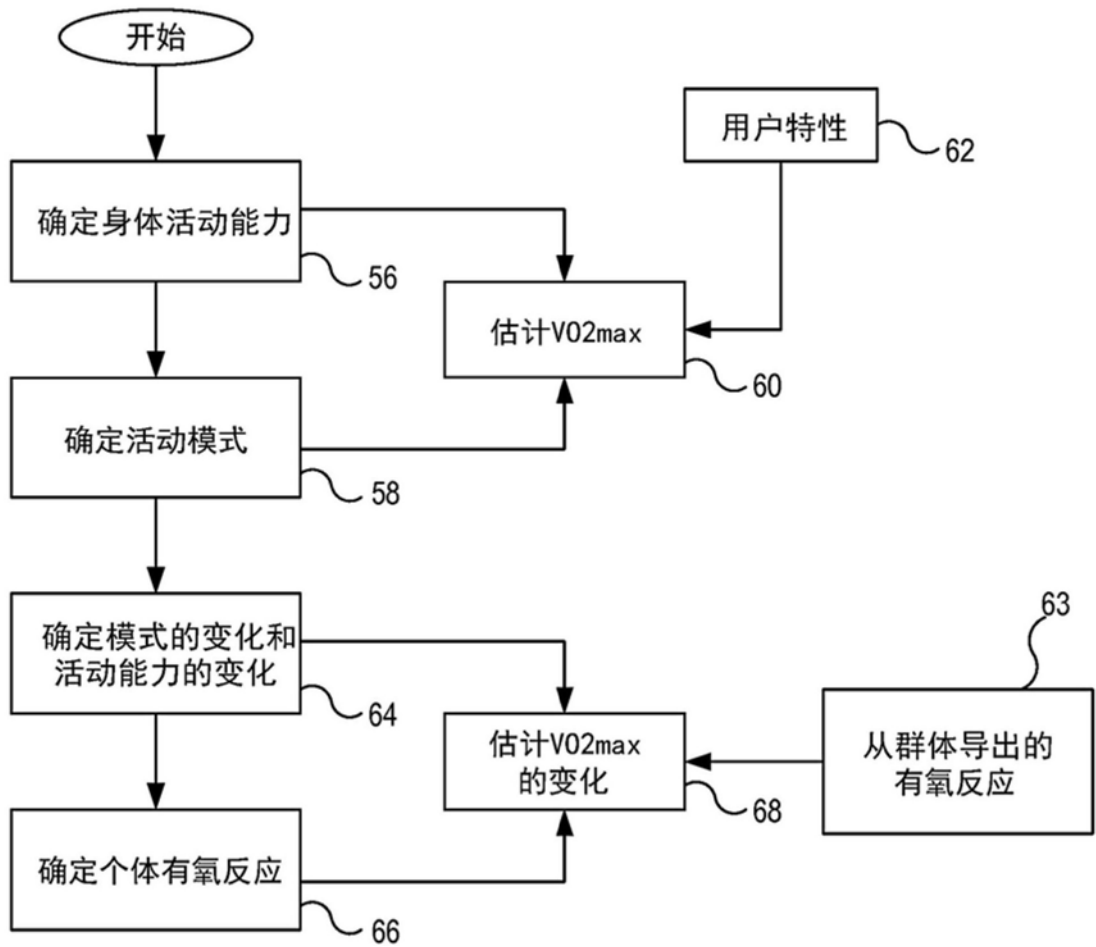


图4

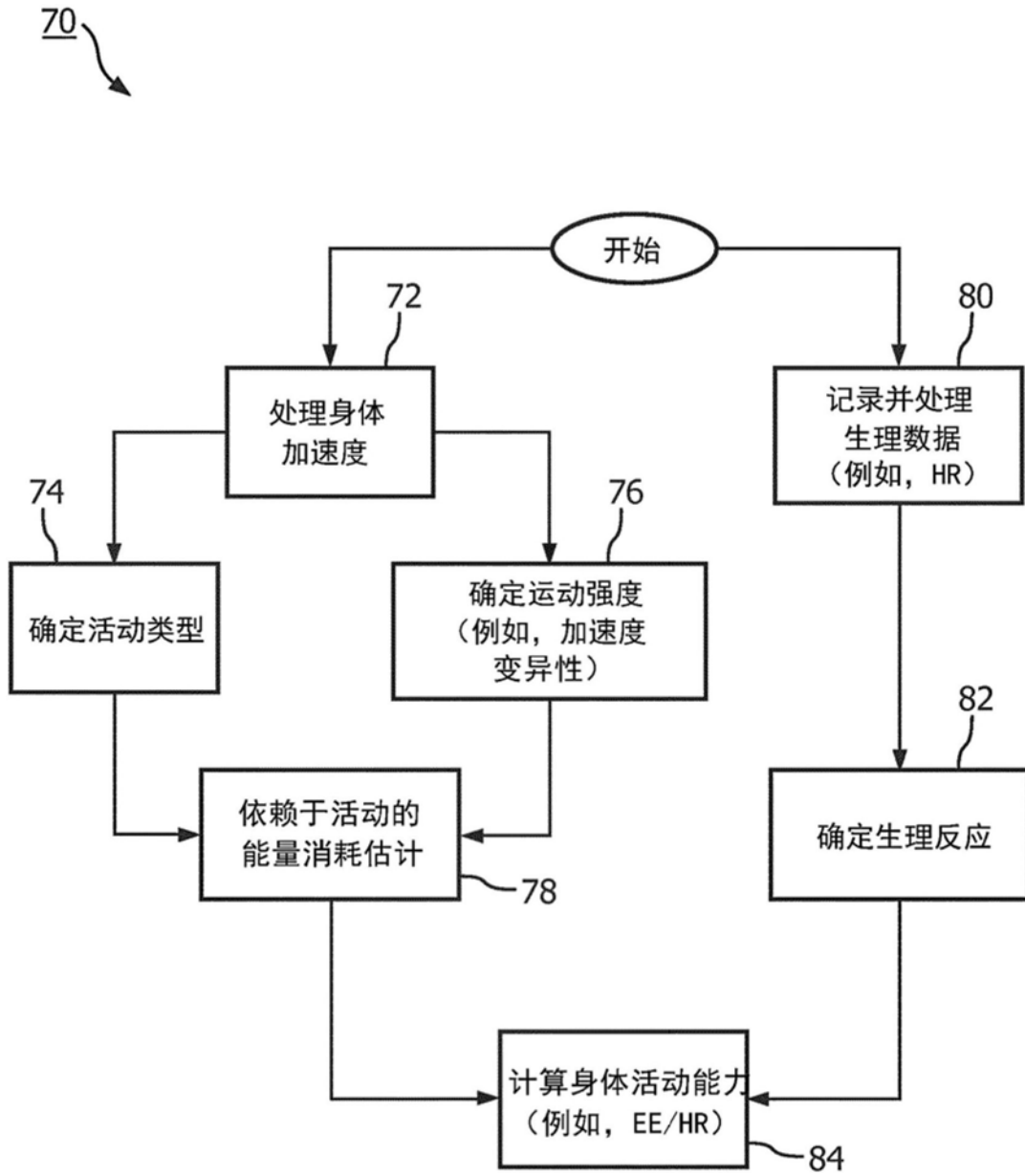


图5

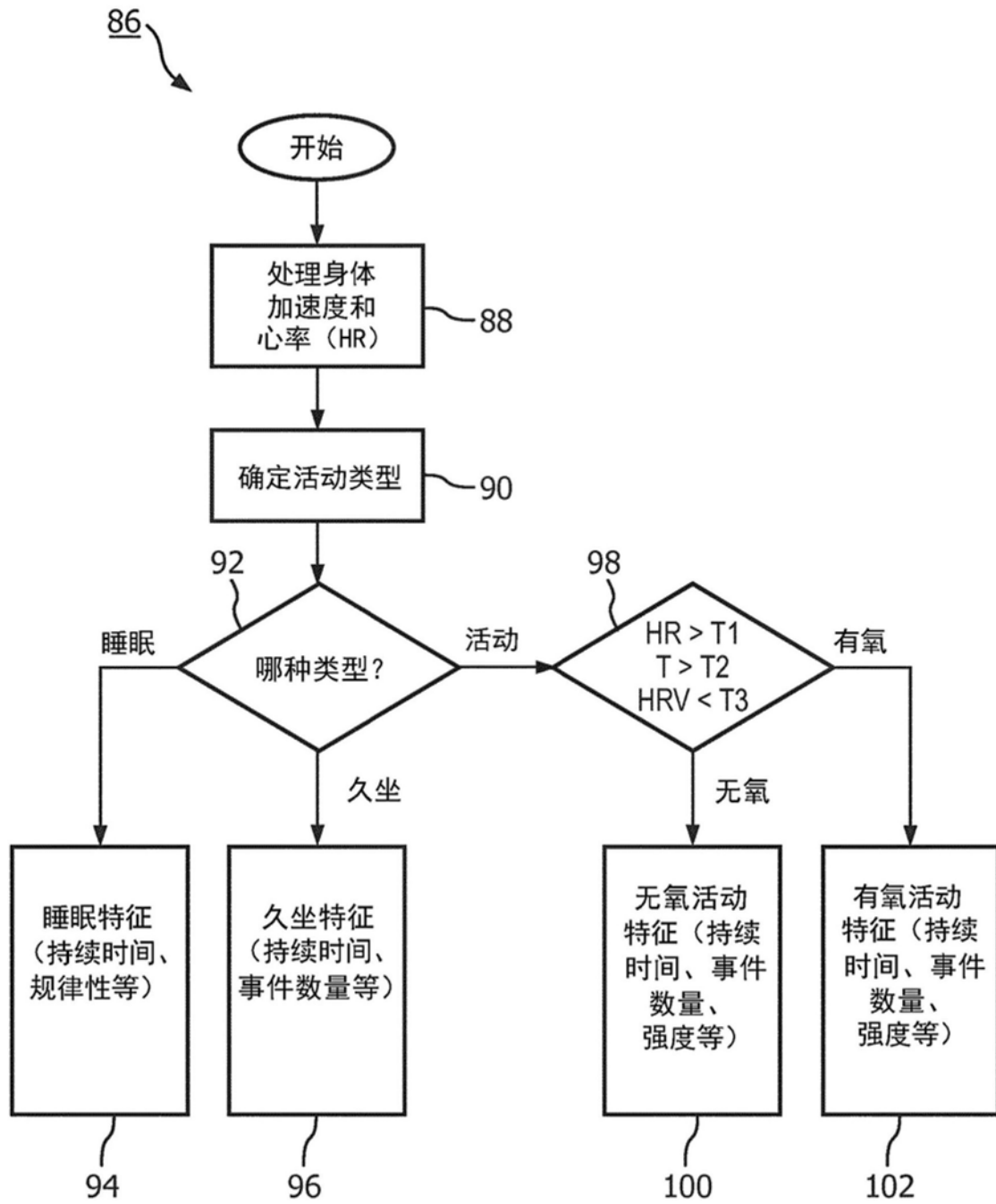


图6

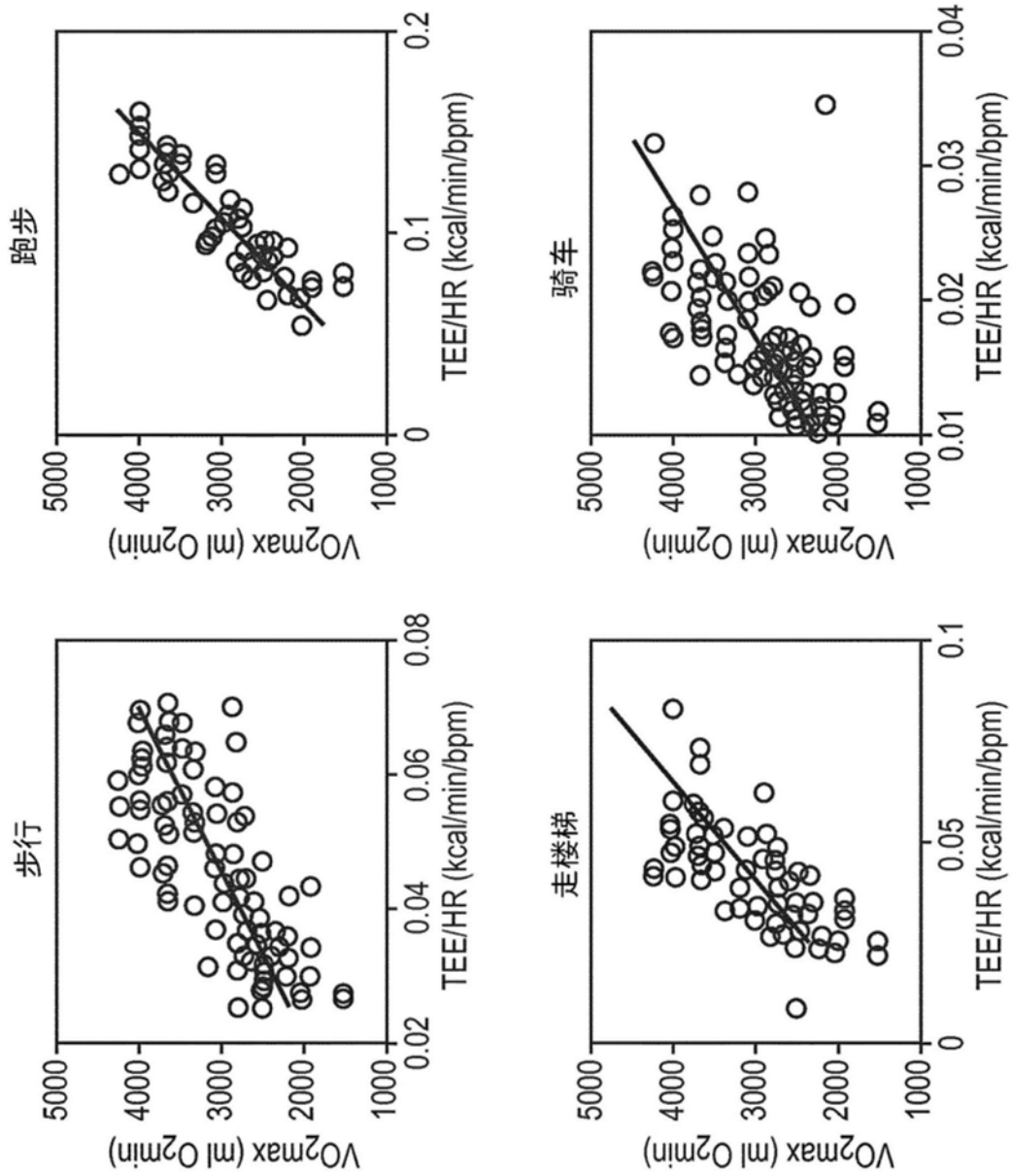


图7

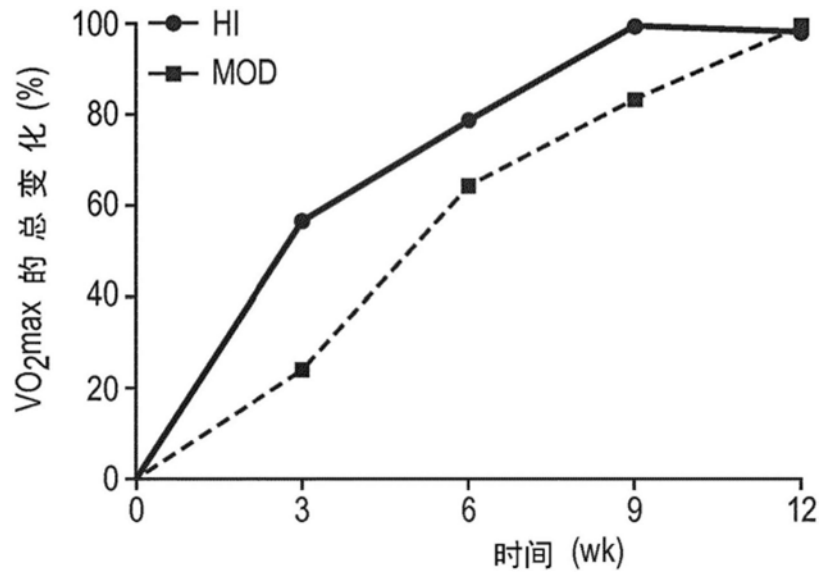


图8

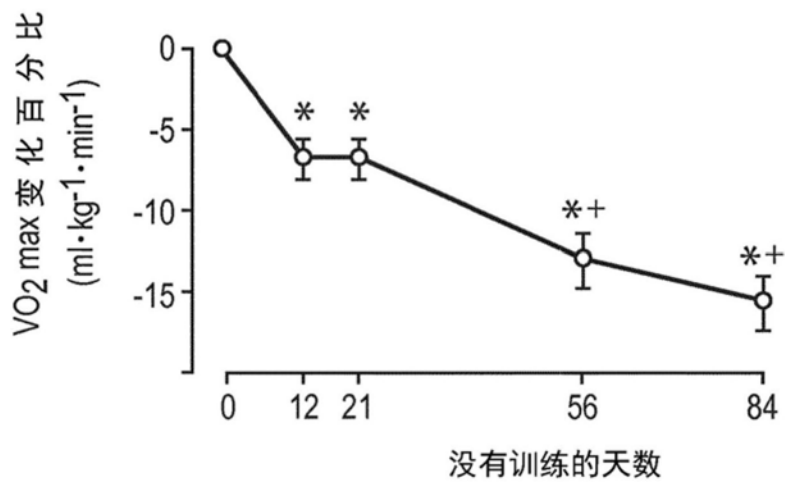


图9

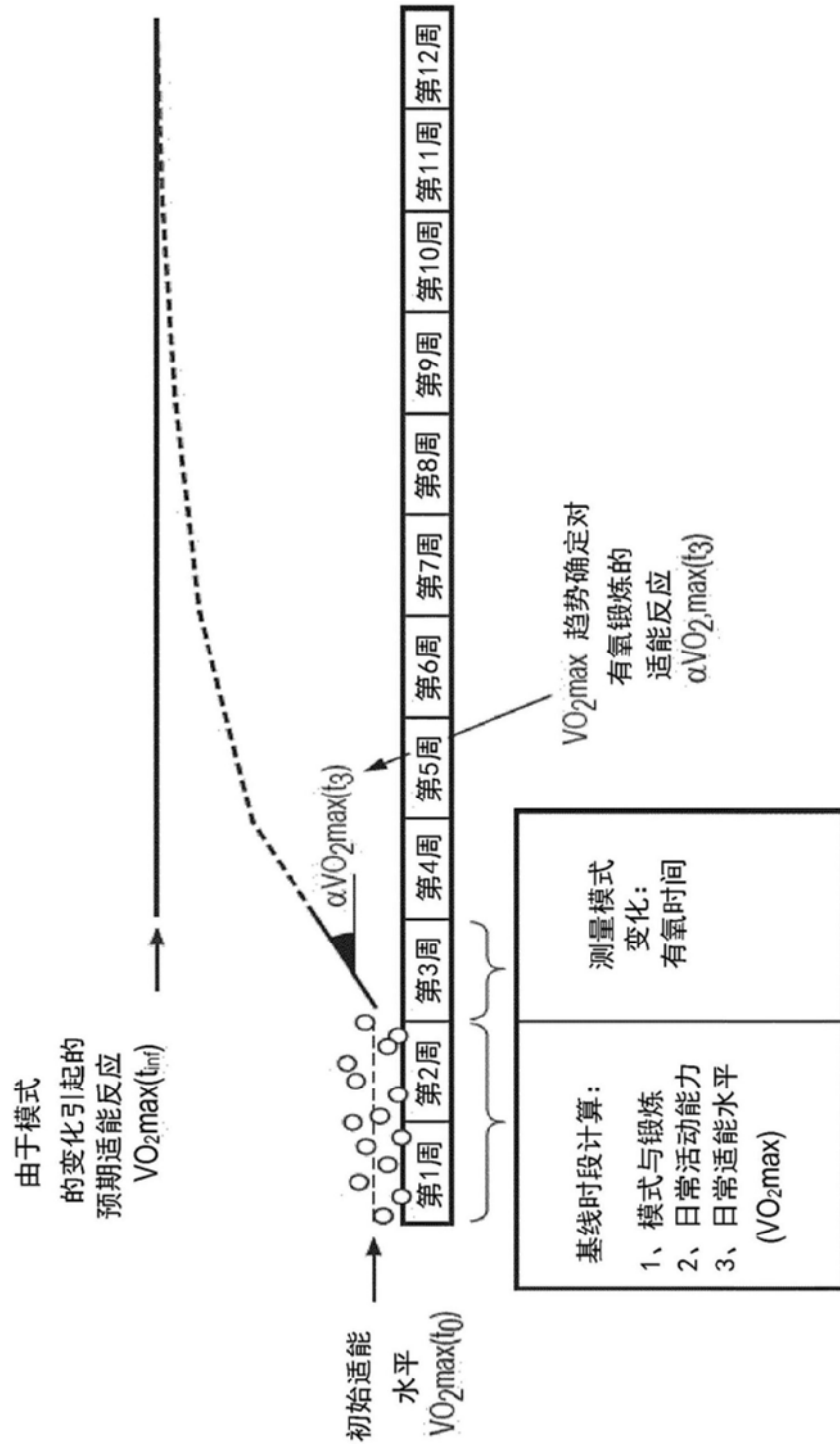


图10

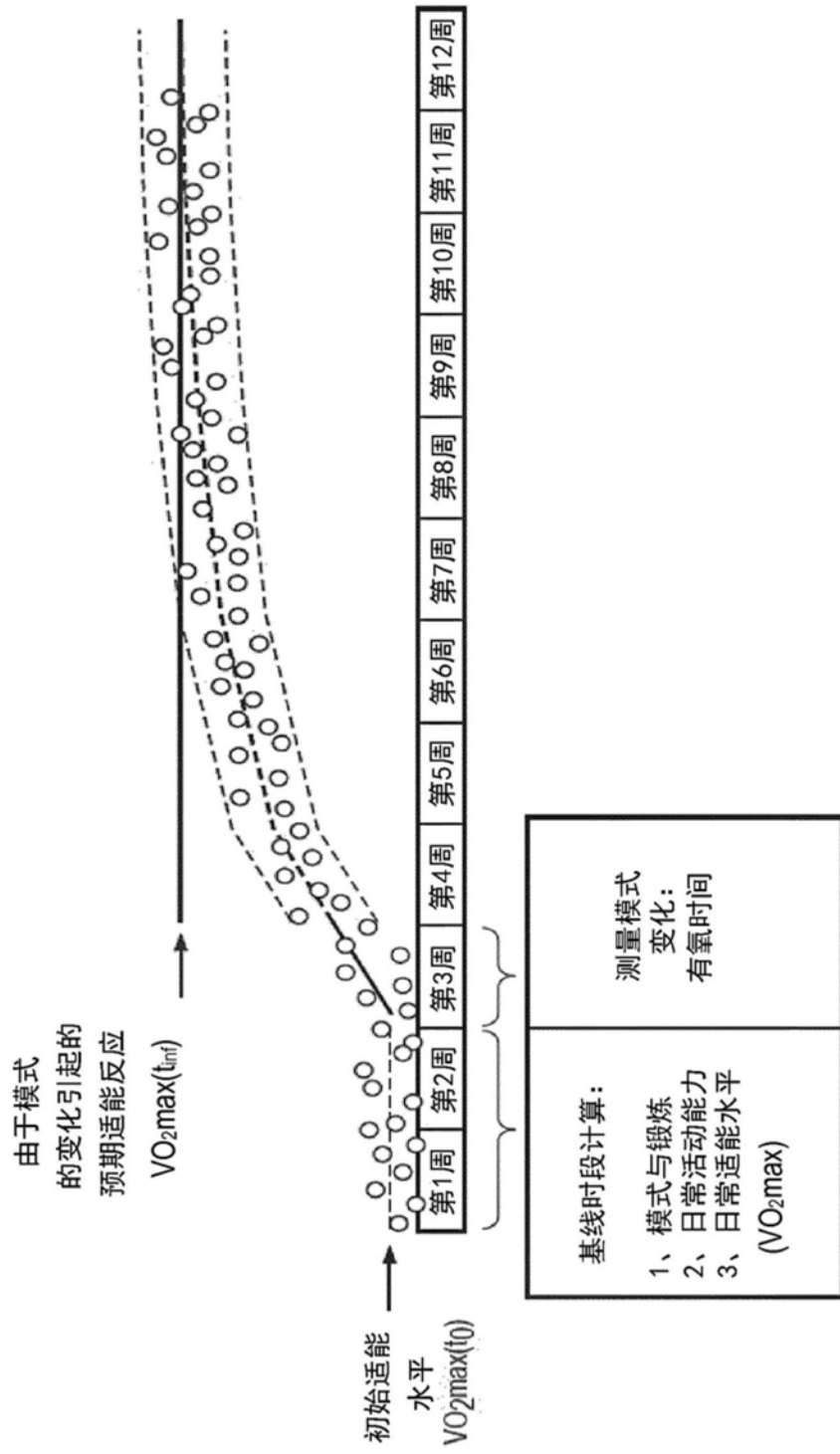


图11

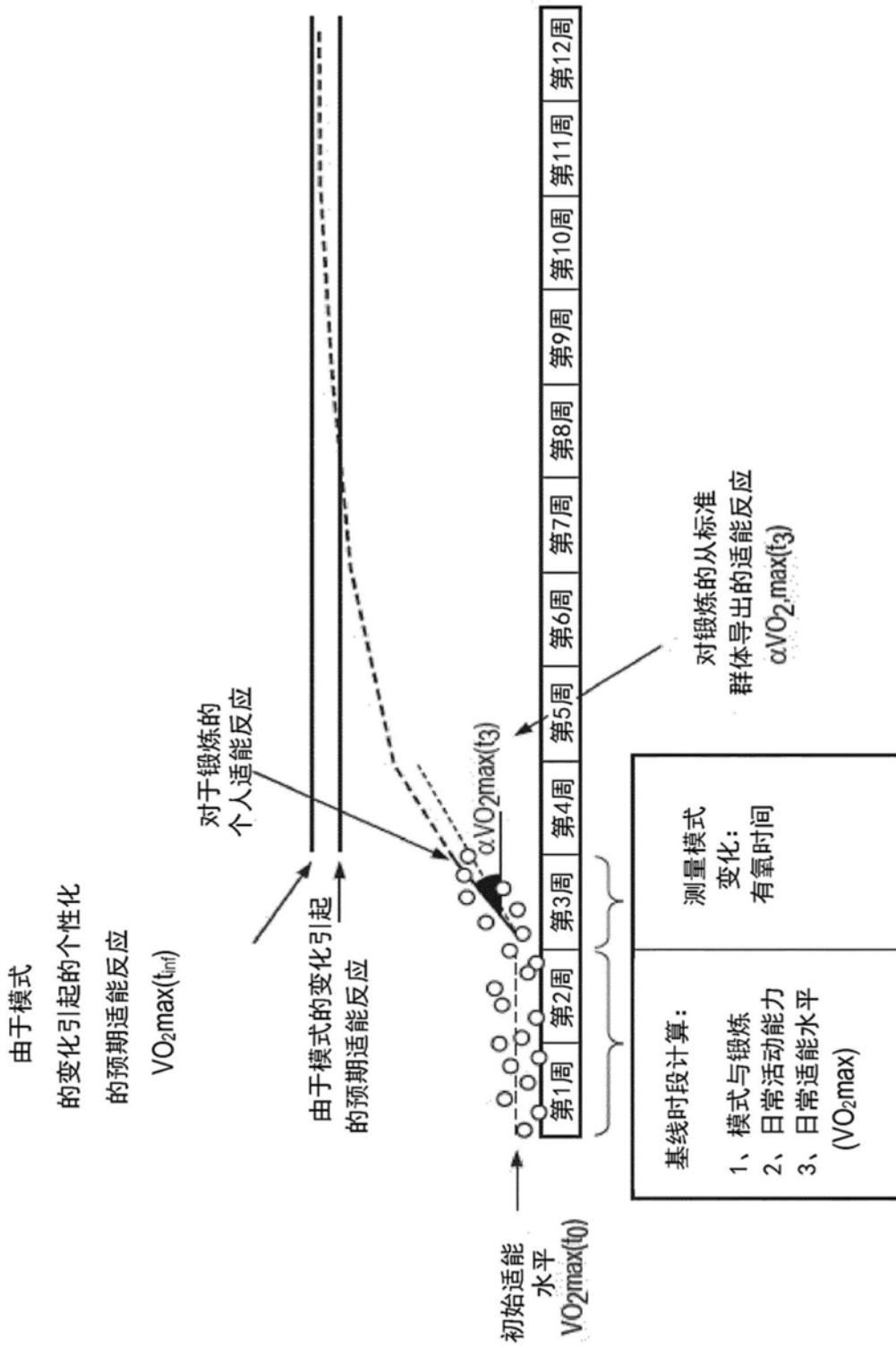


图12

专利名称(译)	个性化适能追踪		
公开(公告)号	<a href="#">CN108463162A</a>	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN201780005989.7	申请日	2017-01-06
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	AG博诺米 J·马尔加里托		
发明人	A·G·博诺米 J·马尔加里托		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/0255 A61B5/11 A61B5/22 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02405 A61B5/02438 A61B5/0255 A61B5/1118 A61B5/22 A61B5/4866 A61B5/7221 A61B5/7246 A61B5/7267 A61B2505/07 A61B2562/0219 G16H50/70 A61B5/7264		
代理人(译)	王英		
优先权	62/276413 2016-01-08 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

在实施例中，一种装置，其使用由可穿戴传感器提供的数据，基于由机械功的度量和与所述机械功相关联的生理反应的度量之间的比率所指示的身体活动能力度量来估计在自由生活环境中的对象的心肺适能。

