



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107405110 A

(43)申请公布日 2017. 11. 28

(21)申请号 201680014298.9

(22)申请日 2016.12.19

(30)优先权数据

15202091.3 2015.12.22 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.07

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/081631 2016.12.19

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/108640 EN 2017.06.29

(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 F·萨尔托尔

G·帕皮尼 E·G·P·斯海耶尔斯

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

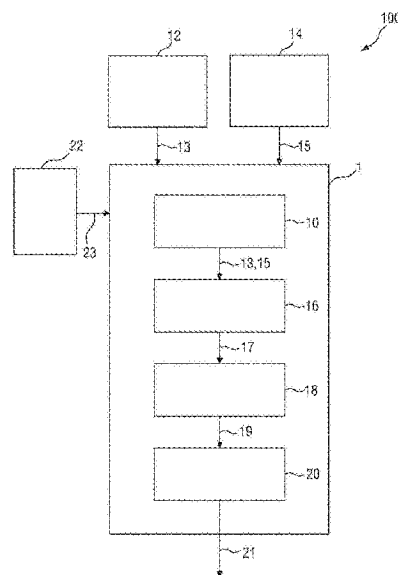
权利要求书2页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

用于估计人的能量消耗的设备、系统和方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于准确地估计人的能量消耗的设备,尤其是通过其考虑了心血管漂移的效应。所述设备包括:输入单元(10),其用于获得表示所述人的身体活动的移动信号(13)和表示所述人的心率的心率信号(15);心血管漂移确定单元(16),其用于根据所述移动信号(13)和所述心率信号(15)和/或一个或多个心血管漂移相关信号(23)来确定心血管漂移阶段(17),所述一个或多个心血管漂移相关信号承载关于所述人的汗液量、重量减轻、体温升高、血液乳酸盐浓度和身体疲劳中的一项或多项的信息;校正单元(18),其用于校正在心血管漂移阶段期间生成的并且表示心血管漂移阶段期间的所述心率的所述心率信号(15);以及估计单元(20),其用于根据经校正的心率信号(19)来估计所述人的所述能量消耗。



1. 一种用于估计人的能量消耗的设备,包括:

-输入单元(10),其用于获得表示所述人的身体活动的移动信号(13)和表示所述人的心率的心率信号(15),

-心血管漂移确定单元(16),其用于根据所述移动信号(13)和所述心率信号(15)和/或一个或多个心血管漂移相关信号(23)来确定心血管漂移阶段(17),所述一个或多个心血管漂移相关信号承载关于所述人的汗液量、重量减轻、体温升高、血液乳酸盐浓度和身体疲劳中的一项或多项的信息,

-校正单元(18),其用于校正在心血管漂移阶段期间生成的并且表示心血管漂移阶段期间的所述心率的所述心率信号(15),以及

-估计单元(20),其用于根据经校正的心率(19)来估计所述人的所述能量消耗。

2. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述心血管漂移确定单元(16)被配置为确定心血管漂移阶段(17)的开始、持续时间、结束和/或可能性。

3. 根据权利要求1所述的设备,

其中,所述心血管漂移确定单元(16)被配置为确定在身体活动阶段(30)期间和在身体活动阶段(30)之后的恢复阶段(31)期间的心血管漂移阶段(17)。

4. 根据权利要求3所述的设备,

其中,所述心血管漂移确定单元(16)被配置为在身体活动阶段(30)期间确定上升阶段(171)、稳定阶段(172)和心血管漂移阶段(173)。

5. 根据权利要求4所述的设备,

其中,所述校正单元(18)被配置为在身体活动阶段(30)期间通过由在先前的稳定阶段(172)期间检测到的心率值代替检测到的心率值来校正在心血管漂移阶段(173)期间生成的所述心率信号(15)。

6. 根据权利要求3所述的设备,

其中,所述校正单元(18)被配置为通过减少或消除从恢复校正阈值偏移超过预定量或百分比的检测到的心率值来校正在恢复阶段(31)期间生成的所述心率信号(15)。

7. 根据权利要求6所述的设备,

其中,所述校正单元(18)被配置为使用预定心率值或在身体活动阶段(30)之前的静息阶段(32)中检测到的心率值或在身体活动阶段(30)的开始处检测到的心率值作为恢复校正阈值。

8. 根据权利要求3所述的设备,

其中,所述心血管漂移确定单元(16)被配置为通过将在恢复阶段(31)期间检测到的心率值与恢复持续时间阈值进行比较来在恢复阶段(31)期间确定心血管漂移阶段(174)。

9. 根据权利要求8所述的设备,

其中,所述心血管漂移确定单元(16)被配置为使用预定心率值或在身体活动阶段(30)之前的静息时段(32)中检测到的心率值或在身体活动阶段(30)的开始处检测到的心率值作为恢复持续时间阈值。

10. 根据权利要求8所述的设备,

其中,所述心血管漂移确定单元(16)被配置为使用取决于以下项的恢复持续时间阈

值:

- 从先前的活动时段结束起的经过时间,和/或
- 在静息时段中检测到的心率值的百分比,和/或
- 所述人的健康水平,和/或
- 在先前的活动阶段期间确定的心血管漂移的量,和/或
- 在上升阶段期间检测到心率相比于在稳定阶段期间或在上升阶段的结束处检测到的心率的短缺。

11. 根据权利要求4所述的设备,

其中,所述心血管漂移确定单元(16)被配置为通过使用所述身体活动的强度、在时间间隔期间确定的心率的平均以及相应阈值来确定上升阶段(171)、稳定阶段(172)和/或心血管漂移阶段(173)。

12. 一种用于估计人的能量消耗的系统,包括:

- 移动传感器(12),其用于检测所述人的身体活动并且用于生成移动信号(13),
- 心率传感器(14),其用于检测所述人的心率并且用于生成心率信号(15),以及
- 根据权利要求1所述的用于估计人的所述能量消耗的设备(1)。

13. 根据权利要求12所述的系统,

其中,所述移动传感器(12)包括用于确定活动的强度、模式和/或类型的加速度传感器或陀螺仪或GPS,和/或其中,所述心率传感器(14)包括能够检测心跳的光体积描记传感器或ECG传感器或心音传感器,和/或其中,所述系统还包括一个或多个心血管漂移相关信号采集单元(22),所述一个或多个心血管漂移相关信号采集单元用于采集一个或多个心血管漂移相关信号(23),所述一个或多个心血管漂移相关信号承载关于所述人的汗液量、重量减轻、体温升高、血液乳酸盐浓度和身体疲劳中的一项或多项的信息。

14. 一种用于估计人的能量消耗的方法,包括:

- 获得表示所述人的身体活动的移动信号(13)和表示所述人的心率的心率信号(15),
- 根据所述移动信号(13)和所述心率信号(15)和/或一个或多个心血管漂移相关信号(23)来确定心血管漂移阶段(17),所述一个或多个心血管漂移相关信号承载关于所述人的汗液量、重量减轻、体温升高、血液乳酸盐浓度和身体疲劳中的一项或多项的信息,
- 校正在心血管漂移阶段期间生成的并且表示心血管漂移阶段期间的所述心率的所述心率信号(15),并且
- 根据经校正的心率信号(19)来估计所述人的所述能量消耗。

15. 一种包括程序代码单元的计算机程序,所述程序代码单元用于当在计算机上执行所述计算机程序时令所述计算机执行根据权利要求14所述的方法的步骤。

用于估计人的能量消耗的设备、系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于估计人的能量消耗的设备、系统和方法。

背景技术

[0002] 身体活动可以减少患上某些疾病(诸如肥胖或高血压)的风险,并改进人的整体幸福感和生活质量。因此,身体活动的准确且客观的量化变得越来越重要,特别是以支持公共健康研究和干预计划,并阐明身体活动与健康之间的剂量反应关系。加速度计的使用对于预测能量消耗是非常常见的,如例如描述于Bonomi AG,W.K.(2011),Advances in physical activity monitoring and lifestyle intervention in obesity(肥胖症的身体活动监测和生活方式干预的进展),International Journal of Obesity(国际肥胖杂志),1-11中的。它们便宜、使用简单且可佩戴。然而,通常认为某些身体活动可能被这些设备误解释。作为范例,难以准确地估计诸如骑自行车的活动期间的能量消耗,特别是对于佩戴在腕部或腰部上的加速度计。事实上,由加速度计拾取很少的动作,从而导致能量消耗的显著低估。因此,增加心率(HR)传感器引起对能量消耗的更准确的估计,特别是当基于HR的预测方程根据对象特性(诸如年龄、性别、BMI等)和/或个体健康水平(静息时HR、VO₂max等)被个性化时。如果HR传感器还集成在可佩戴传感器中(例如在带上或腕部上),则实现更高的准确度,而不会不利地影响易用性。

[0003] 过去几年中,许多研究已经示出,身体活动可以降低患上若干慢性疾病(诸如肥胖或高血压)的风险,并改进整体幸福感和生活质量。因此,身体活动的准确量化变得越来越重要,特别是以支持干预方案。加速度计的使用对于预测能量消耗是非常普遍的,但是已知一些身体活动(特别是需要更多努力的身体活动)可能被误解释。

[0004] WO 2015/058923 A1公开了一种用于以增加的准确性估计人的能量消耗的设备。所述设备包括:用于检测人的身体活动并生成移动信号的移动传感器;用于检测人的心率并且用于生成心率信号的心率传感器;用于根据所述移动信号和/或所述心率信号估计人的能量消耗的估计单元;以及控制单元,其用于控制所述估计单元在不活动模式与活动模式之间切换,在不活动模式中如果没有检测到人的身体活动,则仅移动信号用于估计能量消耗,在活动模式中如果已经检测到人的身体活动,则使用移动信号和/或心率信号来估计能量消耗。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种用于利用更低复杂度且减少的额外努力和手段更准确地估计人的能量消耗的设备、系统和方法。

[0006] 在本发明的第一方面中,提出了一种用于估计人的能量消耗的设备,包括:

[0007] -输入单元,其用于获得表示人的身体活动的移动信号和表示人的心率的心率信号,

[0008] -心血管漂移确定单元,其用于根据所述移动信号和所述心率信号和/或一个或多

个心血管漂移相关信号确定心血管漂移阶段,所述心血管漂移相关信号承载关于人的汗液量、重量减轻、体温升高、血液乳酸盐浓度和身体疲劳中的一项或多项的信息,

[0009] -校正单元,其用于校正心血管漂移阶段期间生成的并表示心率的心率信号,以及

[0010] -估计单元,其用于根据经校正的心率信号估计人的能量消耗。

[0011] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于估计人的能量消耗的系统,包括:

[0012] -移动传感器,其用于检测人的身体活动并生成移动信号,

[0013] -心率传感器,其用于检测人的心率并生成心率信号,以及

[0014] -如本文所公开的用于估计人的能量消耗的设备。

[0015] 在本发明的又一方面中,提供了一种对应的方法,一种包括程序代码单元的计算机程序,所述程序代码单元用于当计算机程序在计算机或处理器上被执行时令计算机执行本文所公开的方法的步骤,以及其中存储有计算机程序产品的非暂态计算机可读记录介质,所述计算机程序产品当由计算机或处理器运行时,使得本文公开的方法被执行。

[0016] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,所请求保护的系统、方法、计算机程序和介质具有与如所请求保护的并且如从属权利要求中定义的设备相似和/或相同的优选实施例。

[0017] 一般来说,当个体/人身体活动时,能量消耗和氧消耗与心率线性相关。本发明基于对引起心血管漂移的若干生理因子起作用来修改HR与能量消耗之间的关系的认识。心血管漂移定义为与氧消耗和能量消耗的任何变化无关的HR的任何增加。例如,影响心血管漂移的因子是:肌肉疲劳(中枢运动命令的增加)、核心体温的增加、热暴露、血管扩张、脱水和激素影响,诸如儿茶酚胺(肾上腺素和去甲肾上腺素)。所有这些因子在日常生活中非常普遍,并且尤其是中度和强度锻炼之后可以产生。因此,旨在从诸如心率的生理数据估计能量消耗的设备和方法可能受到心血管漂移的影响。

[0018] 此外,心血管漂移具有对象特异性和活动依赖性的本质。HR漂移与所进行的身体活动的强度成比例,并且将根据这样的个体的心肺呼吸适应度水平在经过特定时间后开始。例如,如果要求相同的体重或体型、年龄和性别但不同的健康水平的两个个体以给定的速度(例如10公里/小时)跑步,则可以观察到,不健康的个体将示出HR漂移比健康的个体早得多并且高得多。对于相同的健康水平,较高的锻炼强度(20km/h对10km/h的速度)将引起较早的HR漂移。

[0019] 能量消耗的基于HR的估计受心血管漂移的影响。心血管漂移导致身体活动期间以及身体活动后的恢复时段期间的能量消耗的高估误差。心血管漂移例如由于肌肉疲劳、脱水和发热在锻炼期间产生,其导致HR的异常升高,而却没有氧消耗和能量消耗的任何相应的增加。此外,锻炼后,HR可以保持基本上高,直到导致漂移的因子已经恢复。这意味着,即使在锻炼后,心血管漂移仍然会改变HR,并基于生理数据对解释算法产生负面影响。因为高于静息水平的升高的HR,锻炼后恢复阶段期间的能量消耗可能会被高估。此外,旨在使用HR数据确定身体努力、活动类型和压力水平的算法可能会受在活动期间的心血管漂移和在活动恢复期间的升高的HR的影响。

[0020] 本发明通过向原始能量消耗估计增加HR漂移校正来解决这一过高估计。HR漂移校正基于人的身体活动,例如,身体活动类型、身体活动强度、身体活动经过的时间、身体活动历史和健康水平。然后HR漂移被用于校正检测到的HR,例如,从检测到的(当前)HR中减去,

并且然后使用经校正的HR来估计能量消耗,使得不会发生过高估计。用于心血管漂移的HR数据的该校正可以进一步用于改进旨在解释HR以确定用户背景或状况(例如活动类型、压力水平、身体努力或身体健康)的任何预测算法的准确度。

[0021] 除身体活动之外,所述心率信号和/或承载关于人的汗液量、重量减轻、体温升高、血液乳酸盐浓度和身体疲劳中的一项或多漂移的信息的一个或多个心血管漂移相关信号用于确定心血管漂移阶段。

[0022] 根据本发明的设备、系统和方法可以不仅显式地检测心率测量结果所处的精确阶段或状态,例如,目前存在心血管漂移的哪个时刻(例如在活动阶段对静息阶段中)。通常,检测到存在心血管漂移的阶段,即当前存在心血管漂移。此外,借助于建模,可能不会明确地检测到确切的阶段,但是可以仅提供处于某一阶段中的概率的概念。

[0023] 在实施例中,所述心血管漂移确定单元被配置为确定心血管漂移阶段的开始、持续时间、结束和/或可能性。然后可以有利地使用该信息来进一步改进HR信号的校正。开始例如可以用于简化心血管漂移的量化。另一方面,可能性比例如开始更容易确定。

[0024] 在另一个实施例中,所述心血管漂移确定单元被配置为确定在身体活动阶段期间和在身体活动阶段之后的恢复阶段期间的心血管漂移阶段。与恢复阶段相比,用于确定心血管漂移阶段和HR校正的不同方式可以用于身体活动阶段。确定心血管漂移阶段的可能性可以例如包括考虑当前状态和先前的状态。例如,当当前状态为静息状态而先前状态为针对特定时间的身体活动状态(例如跑步状态)时,漂移的可能性高。

[0025] 所述心血管漂移确定单元可以特别地被配置为在身体活动阶段期间确定上升阶段、稳定阶段和心血管漂移阶段。因此,甚至可以进一步调谐和改进漂移确定和HR校正。例如,如果适当建模,上升阶段将是由于在心脏以某一频率泵送之前需要特定时间,稳定阶段将是由于没有漂移(即没有疲劳)存在的事实。此外,在活动上升期间,存在O₂短缺,因为肌肉开始使用能量,而没有足够的O₂供应(厌氧过程)。这些活动最终将在活动结束后恢复,可能贡献于超出静息时间的升高的HR。

[0026] 优选地,所述校正单元被配置为通过用在先前的稳定阶段期间检测到的心率值代替检测到的心率值来校正身体活动阶段期间在心血管漂移阶段期间生成的心率信号。这改进了能量消耗估计的准确度。

[0027] 校正单元可以被配置为通过减去或消除从恢复校正阈值偏移超过预定量或百分比的检测到的心率值来校正正在恢复阶段期间生成的心率信号。恢复校正阈值可以是预定的,但是也可以针对特定人进行个体化。例如,在实施例中,校正单元被配置为使用预定心率值、或在身体活动阶段之前的静息时段期间检测到的心率值或在身体活动阶段的开始处检测到的心率值作为恢复校正阈值。恢复校正阈值可以由反转厌氧过程(例如由在上升阶段期间的HR短缺定义的那些)而增加HR的分量。在实施例中,HR漂移校正可以旨在从HR漂移活动之后的非活动时段移除与所确定的HR漂移相关的HR的量,而不是由于在HR上升期间记录的氧短缺所引起的量。

[0028] 在另一个实施例中,心血管漂移确定单元被配置为通过将在恢复阶段期间检测到的心率值与恢复持续时间阈值进行比较在在恢复阶段期间确定心血管漂移阶段。恢复持续时间阈值可以是预定的,但是也可以针对特定人个体化。例如,在一个实施例中,心血管漂移确定单元被配置为使用预定心率值、或在身体活动阶段之前的静息时段期间所检测到的

心率值或在身体活动的开始处检测到的心率值作为恢复持续时间阈值。

[0029] 为了进一步改进能量消耗估计的准确度,心血管漂移确定单元还可以被配置为使用取决于以下项的恢复持续时间阈值:

[0030] -从先前的活动期间结束起的经过时间,和/或

[0031] -在静息时段中检测到的心率值的百分比,和/或

[0032] -人的健康水平,和/或

[0033] -在先前的活动阶段期间确定的心血管漂移的量,和/或

[0034] -在上升阶段期间检测到心率相比于在稳定阶段期间或在上升阶段的结束处检测到的心率的短缺。

[0035] 如上所述,在身体活动期间,可以区分不同的阶段。对于该过程,心血管漂移确定单元优选地被配置为通过使用身体活动的强度、在时间间隔期间确定的心率的平均和相应阈值来确定上升阶段、稳定阶段和/或心血管漂移阶段。

[0036] 所述移动传感器的优选实施例是加速度传感器或陀螺仪或GPS或能够感测人类有目的的身体运动的任何工具。所述心率传感器的优选实施例是能够检测心跳的光体积描计传感器或ECG传感器或心音传感器。

[0037] 该系统还可以包括一个或多个心血管漂移相关信号采集单元,以用于采集一个或多个心血管漂移相关信号,所述信号承载关于人的汗液量、重量减轻、体温升高、血液乳酸盐浓度和身体疲劳中的一项或多项的信息。所述心血管漂移相关信号采集单元可以例如包括汗液传感器、重量测量单元、温度传感器、用于测量血液乳酸盐浓度的测量单元和/或用于检测人的疲劳的传感器。因此,一个或多个心血管漂移相关信号采集单元可以包括一个或多个可佩戴传感器、远程传感器或连接的设备。

[0038] 所述移动传感器、所述心率传感器和/或所述设备,优选地所有这些部件,都内置在身体可佩戴设备中,特别是腕带、手表、智能手机或身体腰带中。在其它实施例中,仅传感器被佩戴在患者的身体上,而优选地由处理器和/或软件(例如app)实施的设备可以被布置成远离患者,例如,在计算机、笔记本电脑、平板电脑、智能手机等中。在这种情况下,在传感器与设备之间建立连接,例如,作为无线连接(例如使用WLAN或蓝牙等)或作为有线连接。该设备还可以在家庭或健康房中使用的健身设备或锻炼器械中实施。

附图说明

[0039] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其它方面将显而易见并得到阐述。在以下附图中,

[0040] 图1示出了根据本发明的系统和设备的实施例的示意图,

[0041] 图2示出了图示在跑步期间发生的心血管漂移的图,

[0042] 图3示出了图示HR上升阶段的确定的图,

[0043] 图4示出了图示心血管漂移和HR稳态阶段的确定的图,

[0044] 图5示出了分别图示跑步和行走期间的HR上升阶段、HR稳定阶段和漂移阶段的确定的图。

[0045] 图6示出了图示在恢复阶段期间的HR校正的图,

[0046] 图7示出了图示在身体活动阶段和恢复阶段期间受心血管漂移影响的HR和VO₂之

间的关系中观察到的滞后现象的图，

[0047] 图8示出了图示身体活动阶段期间的HR校正的图，

[0048] 图9示出了图示恢复阶段期间的HR校正的图，

[0049] 图10示出了图示根据本发明的方法的实施例的流程图，并且

[0050] 图11示出了根据本发明的系统的示范性实施例。

具体实施方式

[0051] 图1示出了根据本发明的用于估计人的能量消耗的系统100和设备1的实施例的示意图。系统100包括用于检测人的身体活动并用于生成移动信号13的移动传感器12、用于检测人的心率并用于生成心率信号15的心率传感器14，以及用于估计人的能量消耗的设备1。

[0052] 任选地，系统100还可以包括一个或多个心血管漂移相关信号采集单元22，以用于采集一个或多个心血管漂移相关信号23，其承载关于人的汗液量、重量减轻、体温升高、血液乳酸盐浓度和身体疲劳的中一项或多项的信息。所述心血管漂移相关信号采集单元22可以例如包括汗液传感器、重量测量单元、温度传感器、用于测量血液乳酸盐浓度的测量单元和/或用于检测人的疲劳的传感器。

[0053] 所述移动传感器12可以包括用于确定活动的强度、模式和/或活动类型的加速度传感器或陀螺仪或GPS，并且所述心率传感器14可以包括光体积描计传感器或ECG传感器或能够检测心跳的心音传感器。

[0054] 设备1包括输入单元10，以用于获得表示人的身体活动的移动信号13和表示人的心率的心率信号15。设备1还包括心血管漂移确定单元16，以用于根据所述移动信号13以及除移动信号之外的心率信号15和/或一个或多个心血管漂移相关信号23 (优选地，如果需要或使用，也由输入单元10接收) 确定心血管漂移阶段17，所述心血管漂移相关信号承载关于人的汗液量、重量减轻、升温、血液乳酸盐浓度和身体疲劳中的一项或多项的信息。设备1还包括：校正单元18，其用于校正在心血管漂移阶段期间生成并表示心率的心率信号15；以及估计单元20，其用于根据经校正的心率信号19估计人的能量消耗21。设备1可以在处理器上运行的软件来实施，或者以硬件或软件和硬件的组合来实施。

[0055] 如上所述，对能量消耗的基于HR的估计受心血管漂移的影响。心血管漂移导致身体活动阶段30的身体活动期间以及身体活动阶段30之后的恢复阶段31期间的能量消耗的过高估计误差，如图2图示的，图2示出了在跑步期间发生的心血管漂移173的图。由于能量消耗 (EE) 41的变化，跑步期间HR 40的增加高于预期。跑步后，生成心血管漂移的因子的恢复持续超过1.5小时 (5500秒)，在此期间高于静息值42的HR的提升是可见的。由于心血管漂移的这些HR影响导致能量消耗的显著的过高估计误差。

[0056] 在实施例中，身体活动期间心血管漂移的开始和可能性通过分析锻炼强度的变化相关的HR动力学来确定。身体活动期间的HR动力学可以被建模为由上升阶段、稳定阶段和漂移阶段组成的三阶段过程。上升阶段对应于活动的开始，在此期间，HR快速上升以达到足够高的水平从而满足初始能量需求。稳定阶段对应于锻炼强度保持稳定的同时HR停止增加或以比上升阶段低的速度增加的时段。由于用户的锻炼强度和健康水平，该第二阶段可能存在或可能不存在。实际上，对于高锻炼强度和低健康水平，给定对漂移阶段的预期，稳定阶段可能不存在。漂移阶段通常与活动的最后时段相对应，并且其本身表现为由于能量

消耗(运动强度,氧消耗)的超出预期的水平的HR增加。

[0057] 一旦检测到HR漂移阶段,或者HR漂移的概率大于一定百分比,则设备1,特别是心血管漂移确定单元16确定心血管漂移过程的开始时间和结束时间。备选地,代替于确定心血管漂移过程的开始时间和结束时间,可以添加与HR漂移发生的可能性成比例的HR漂移的贡献。HR漂移的概率可以通过同时查看锻炼内的HR和活动强度的变化来确定。

[0058] 活动强度、活动模式和类型可以借助于可佩戴传感器、移动传感器或环境传感器(即,通常为一个或多个移动传感器12)来确定。例如,可可佩带加速度计可以用于确定活动类型(例如步行、跑步、骑车)以及锻炼强度(例如,行走速度、运动水平)。贯穿锻炼的HR也可以使用可佩戴传感器来确定。

[0059] 在下面的实施例中,将描述确定相对于表征在身体活动期间的HR动力学的三个阶段的开始、终止和HR。

[0060] 活动的上升阶段可以通过分析随着时间的推移的HR动力学和活动背景来确定。心血管漂移确定单元16可以在活动模块(例如,移动传感器)检测到活动或锻炼(步行、跑步、骑自行车、体育运动等)的开始时被初始化。可以使用HR随时间的变化(例如,在逐秒的基础上)来推断上升阶段是否已经开始和停止。在初始化到零之后,可以迭代地确定从上升阶段的开始的HR的最大变化(dHR_{dtmax})。在每个时间点(例如每秒)处,平均HR用于确定两个连续间隔上的HR的变化(dHR_{dt})。针对特定时间段(例如5秒)累积 dHR_{dt} 值的数据缓冲器(dHR_{buffer})被迭代地更新。这样的缓冲器可以用作 dHR_{dt} 值的移动平均滤波器,并且可以将经平滑的 dHR_{dt} (smt_{dHR}) 计算为每个时间间隔处的这样的数据缓冲器的平均。如果 smt_{dHR} 大于预定的每分钟搏动量(例如1pm),并且指示上升时段的开始的变量为假,则将上升阶段(上升HR时段)的开始设置为当前间隔。之后,如果 dHR_{dtmax} 低于当前 smt_{dHR} ,则上升阶段期间的最大HR变化将被更新为当前 smt_{dHR} 。当经平滑的HR变化低于 dHR_{dtmax} 的预定百分比(例如25%)时,上升阶段结束将被认为结束。以这种方式,可以确定身体活动期间的开始时间($T_{开始上升}$)、结束时间($T_{结束上升}$)和上升阶段结束时的HR($HR_{结束上升}$)。

[0061] 图3示出了图示从随着时间的HR数据43对HR上升阶段171的确定的图。经平滑的HR指示在5秒上平均的HR的逐秒变化。活动开始后,如由活动模块确定的,通过分析经平滑的HR变化(smt_{dHR}) 44的值来检测HR上升阶段171。一旦经平滑的 dHR/dt 44将返回接近于零的值(例如,最大经平滑的HR变化值的一定百分比),将考虑HR上升阶段171。

[0062] 活动的稳定阶段(也称为稳态阶段)将从上升阶段结束开始,并且其持续时间可以通过计算心血管漂移的评分或可能性来确定。当心血管漂移的风险偏低并且保持为低时,将会检测到HR关于活动强度不成比例地增加的稳态时段的存在。这个过程从上升阶段的结束开始。心血管漂移的可能性可以通过同时查看HR和活动强度从上升阶段的结束时记录的值的百分比变化来计算。活动强度的百分比变化可以表达为使用例如可可佩带加速度计等测量的行走速度、工作负荷或身体移动的变化。

[0063] 在实施方式中,活动强度由活动水平确定,所述活动水平表示腕部加速度信号的变异性。漂移评分可以通过针对身体活动期间的强度的百分比变化确定HR的百分比变化来确定。然后,漂移评分可以用于通过对归一化到10%值的漂移评分应用分对数(logit)函数来确定心血管漂移的概率。这样做以确保10%的漂移评分对应于心血管漂移的50%的概率,40%的漂移评分对应于心血管漂移的95%的概率。针对漂移评分的不同百分比归一化

阈值也可以根据用户的健康水平被选择或个性化。对于具有良好至优异健康水平的用户,漂移评分可以被归一化,以确保5%漂移评分处的50%漂移概率。如果漂移概率高于某个阈值(例如75%),则设置稳态阶段的结束。

[0064] 图4示出了图示心血管漂移阶段173和HR稳态阶段172的确定的图。顶部的绘图示出了在自由生活跑步锻炼期间测量的HR 45和活动强度(活动计数) 46。这个绘图示出,HR 45趋于随着时间的增加,而活动强度46似乎围绕平均值随机波动。中间的绘图示出,与上升阶段171的结束处测量的HR和强度值相比的HR的百分比变化47和活动强度的百分比变化48。底部的绘图示出心血管漂移概率49,如由所提出的方法确定的。HR漂移阶段173的开始和稳态阶段172的终止由漂移概率超过预定阈值(例如在该范例中的75%的阈值)的时间点确定。

[0065] 漂移阶段由稳定阶段的结束定义,并且将持续直到锻炼的结束,除非锻炼强度和HR变化将使漂移概率降低到低于预定阈值(例如25%)。

[0066] 图5分别示出了分别图示10km/h的跑步(图5A)以及5km/h的行走(图5B)期间的HR上升阶段171、HR稳定阶段172和漂移阶段173的确定的图示。在运行时段中的该活动期间正确未检测到心血管漂移。

[0067] 心血管漂移可以由身体活动期间触发的生理因子引起,如脱水、血管舒张、发热、儿茶酚胺累积和肌肉疲劳。然而,甚至导致漂移的身体活动结束后,漂移也不会立即消失。这意味着,设置在身体活动之后,HR也可能保持实质提高高于静息水平,从而导致能量消耗的过高估计误差,如图2图示的。所提出的设备和方法的实施例被配置为处理在活动恢复阶段31中在活动恢复期间HR在其期间升高的那些时段的识别的问题。

[0068] 一旦检测到活动,并且HR趋势分析建议HR漂移时段发生,在活动恢复期间处理HR数据,以在能量消耗的计算前确定HR的校正因子。这些校正因子可以使用不同的模型来设计,并且这些模型的参数可以根据先前的测量结果或根据用户的健康水平的特性进行个性化。所提出的设备和方法的实施例被配置为使用身体活动期间经历的心血管漂移的背景数据、时间信息以及尺寸以在能量消耗预测之前调节HR测量,从而避免在身体活动时段30后的恢复时段31中的过高估计误差。

[0069] 该实施例基于计算在活动后HR是否返回到与静息条件中记录的水平足够接近的水平。更具体地说,在不活动的时段(锻炼后)中,将HR 50与静息HR或锻炼前的静息时段32(参见图5)中测量的HR进行比较。仅当HR 50达到低于一定阈值的水平时,HR恢复阶段才将被视为终止,并且不再应用对HR的进一步校正。阈值可以以不同的方式设计,其可以取决于自活动结束的经过时间,取决于静息HR的百分比,根据用户的健康水平,或根据在以前的活动期间记录的心血管漂移量,或者根据HR上升期间记录的HR与例如在稳态中或上升阶段的结束处的HR相比的短缺来进行。

[0070] 活动上升期间的HR短缺(HRriseDeficit)可以被确定,并且然后与静息HR(锻炼前确定的)一起用作阈值(BasalHR),以判断漂移因子的恢复时段是否已终止。BasalHR的HRriseDeficit分量可能根据指数函数随时间减少。然后,恢复阶段的开始时间和结束时间可以与HR校正值(HR静息_校正)一起确定。HR静息_校正可以作为来自非活动时段的经平滑的HR(baselineHR)与BasalHR值之间的差异在恢复阶段期间随时间递归地计算。该新变量(HR静息_校正)可用于校正恢复阶段的开始和结束之间的HR值,以从心血管漂移中消除由

于恢复导致的HR贡献。当HR静息校正接近于零时,或当HR达到接近BasalHR的水平时,可以确定结束恢复阶段。

[0071] BasalHR指代高于静息的HR升高,这是代谢相关的,并且可以解释氧气和能量消耗的额外需求中的一些,以从身体活动期间发生的代谢缺陷过程恢复。BasalHR与恢复期间无活动时段中记录的经平滑的HR之间的差异是与能量消耗无关的HR量,其导致心血管漂移和锻炼后的该阶段中的能量消耗的严重过高估计。在图6中描绘了该处理的输出的范例,图6示出了图示确定在从心血管漂移和锻炼恢复期间的HR校正的恢复阶段期间的HR校正的图。图6具体示出了从HR 51和校正因子之间的相减得到的经校正的HR 52。校正因子随时间变化,并且是从非活动时段33期间的经平滑的HR和静息HR与作为活动上升期间计算的HR短缺之间的总和的基础HR 53之间的差异产生的。

[0072] 一旦在身体活动和锻炼后恢复期间识别出心血管漂移的时段,HR数据被校正,以避免能量消耗预测模型中的过高估计误差。使得应用于HR数据的校正维持HR和氧气消耗(V02)或能量消耗之间的有效的唯一和线性的关系。心血管漂移导致HR与V02和能量消耗之间的关系的迟滞类型的失真,如图7描绘的,图7示出了图示在身体活动尖端期间(在该范例中是跑步)和在后续恢复阶段期间受心血管漂移影响的HR和V02之间的关系中观察到的滞后现象的图。

[0073] 该问题的解决方案可以是用在稳态阶段期间记录的HR值替代在活动的心血管漂移阶段期间记录的HR值,如图8图示的,图8示出了图示身体活动阶段期间的HR校正的图。跑步期间的心血管漂移的校正改进了心血管漂移的问题,从而增加了跑步期间估计的能量消耗的准确性。

[0074] 在进一步的改进中,在漂移活动之后的恢复期中的HR的任何升高可以通过静息HR或HR升高期间的HR短缺都不能解释的量来去除,如图9图示的,图9示出了在恢复阶段期间的HR校正的图。跑步和恢复期间的心血管漂移的校正大大增加了在整个监测时段期间估计的能量消耗的准确性,并消除了HR和V02之间的关系中的滞后问题。

[0075] 通过对HR测量结果应用图8和图9图示的两个校正,在漂移活动和恢复期间的HR与V02之间的关系中的滞后问题的消除清楚可见。

[0076] 一旦已经在身体活动期间识别出漂移阶段,并且已经分析了活动恢复时段,则HR值随时间适当地且适应性地被校正,以表示对能量消耗的估计的有效输入。因此,能量消耗可能是这种函数:

[0077] $EE(t) = f(\text{经校正的HR, 活动类型, BMR, 对象特性, 健康水平})$ 。

[0078] 图10示出了图示根据本发明的方法的实施例的流程图。在第一步骤S10中,获得表示人的身体活动的移动信号和表示人的心率的心率信号。在第二步骤S12中,根据所述移动信号和所述心率信号和/或一个或多个心血管漂移相关信号确定心血管漂移阶段。在第三步骤S14中,校正在心血管漂移阶段期间生成并表示心率的心率信号。在第四步骤S16中,根据经校正的心率信号估计人的能量消耗。

[0079] 通常,任何HR传感器(有时也称为HR监测器)可以与移动传感器(有时也称为活动监测器)结合使用。可以用于该目的的集成设备的范例是包含光体积描计传感器(用于HR检测)和3轴加速度计(用于活动检测)的光学HR传感器,如例如WO 2013/038296A1中描述的。这种集成设备,优选地包括图1所示的系统100的所有组件,可以被实施为如图10示范性地

示出的腕部佩戴设备2,其可由用户3佩戴在其手臂4处。该技术允许在身体上的任何位置处(例如腕部处)非侵扰地且舒适地监测HR。该实施例是理想的,因为用户将仅通过在整个白天和可能的夜晚佩戴手表或手镯来进行健康评价。

[0080] 通常,也可以在根据本发明的设备和方法中使用其他种类的HR传感器和移动传感器。例如,作为HR传感器,可以使用ECG传感器,并且作为移动传感器,可以使用一个或多个运动传感器。HR传感器的其他范例是PPG传感器、相机PPG传感器,并且GPS也可以用作移动传感器。

[0081] 个人健康空间中的活动监测解决方案旨在向用户提供关于相对于日常目标的活动水平和能量消耗的准确信息。创新的个人健康监测服务高度依赖于可佩带活动监测器的准确度,以在活动干预期间生成用户满意度。该设备经常被用作关于日常成就的信息的载体。评估活动强度和卡路里消耗的方法的差准确度导致用户不满意,并导致针对解决方案的净促动评分(NPS)的大幅度下降。给定记录心率数据以及身体移动,特别是身体加速度的能力,可以使用或包括根据本发明的设备或方法的新的活动监测器具有提供高度准确的能量消耗估计的潜力。

[0082] 本发明的设备系统和方法的应用包括在可佩带HR和活动监测器中使用的算法和计算方法,其旨在准确地估计能量消耗并解释用户生理参数以评估压力、心肺呼吸健康度、锻炼恢复等。产品可以使用本发明为用户和客户提供的能量消耗的更准确的估计。

[0083] 尽管在附图和前面的描述中已经详细图示和描述了本发明,但是这些图示和描述应被视为说明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。通过研究附图、公开内容以及权利要求书,本领域技术人员在实践所要求保护的本发明时能够理解和实现对所公开的实施例的其他变型。

[0084] 在权利要求书中,“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。单个元件或其他单元可以履行权利要求书中所记载的若干项目的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0085] 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提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但计算机程序可也可以以其他形式来分布,例如经由因特网或者其他有线或无线电信系统分布。

[0086] 权利要求书中的任何附图标记不应被解读为对范围的限制。

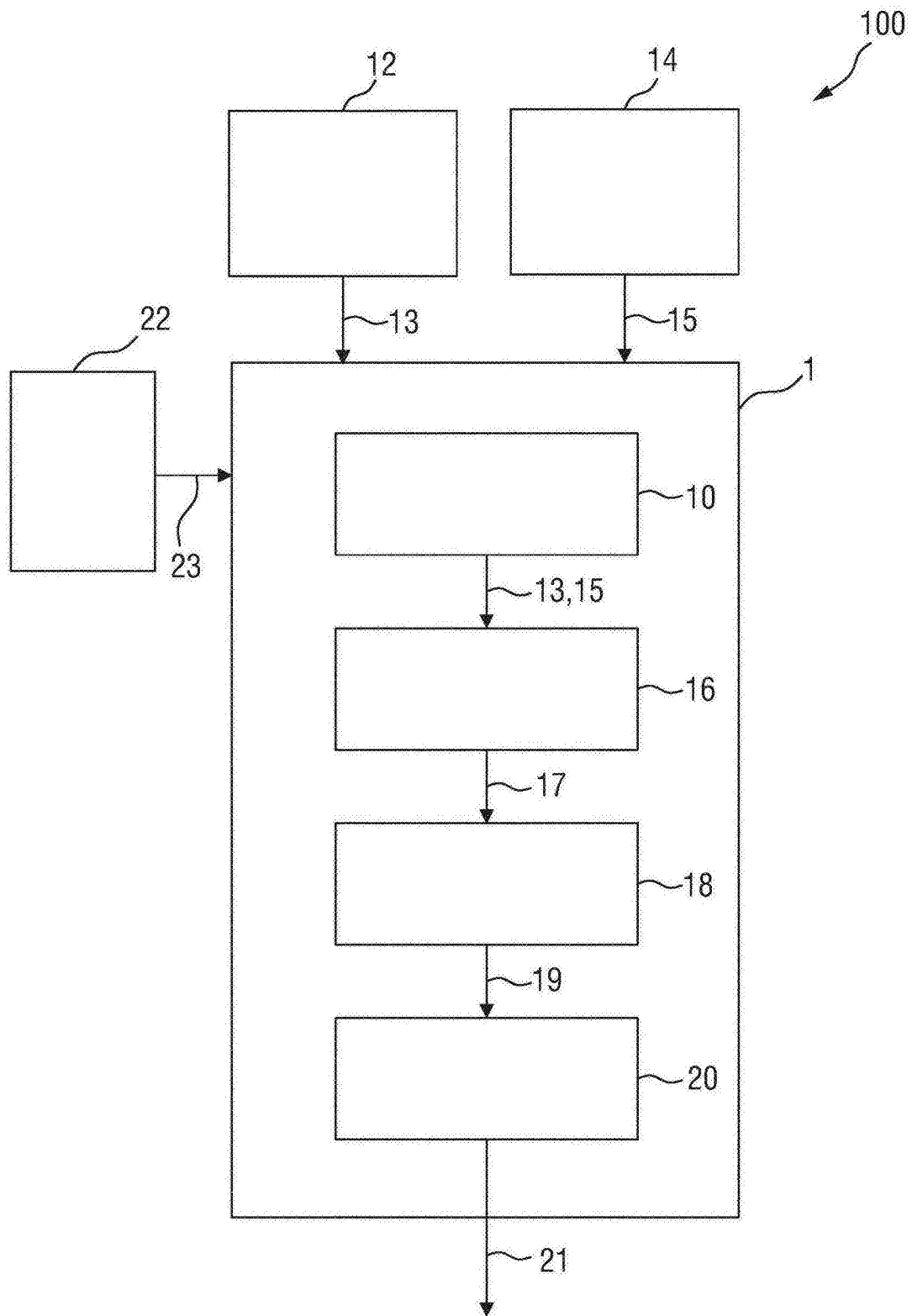


图1

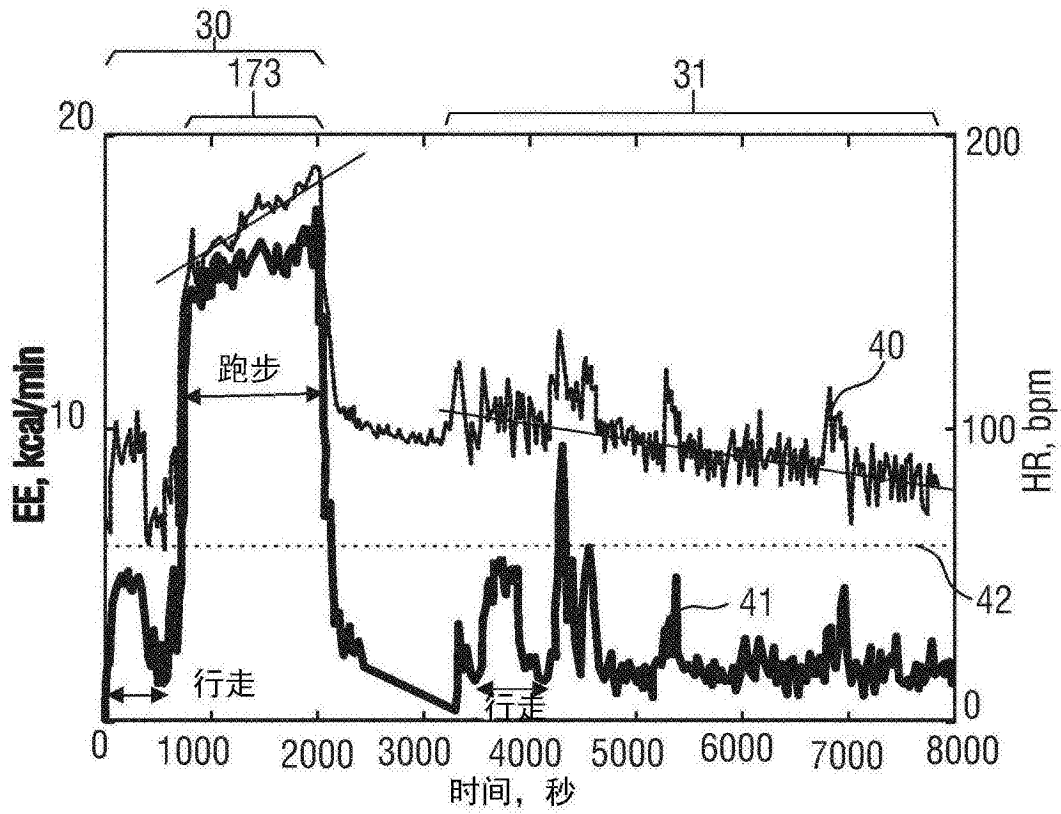


图2

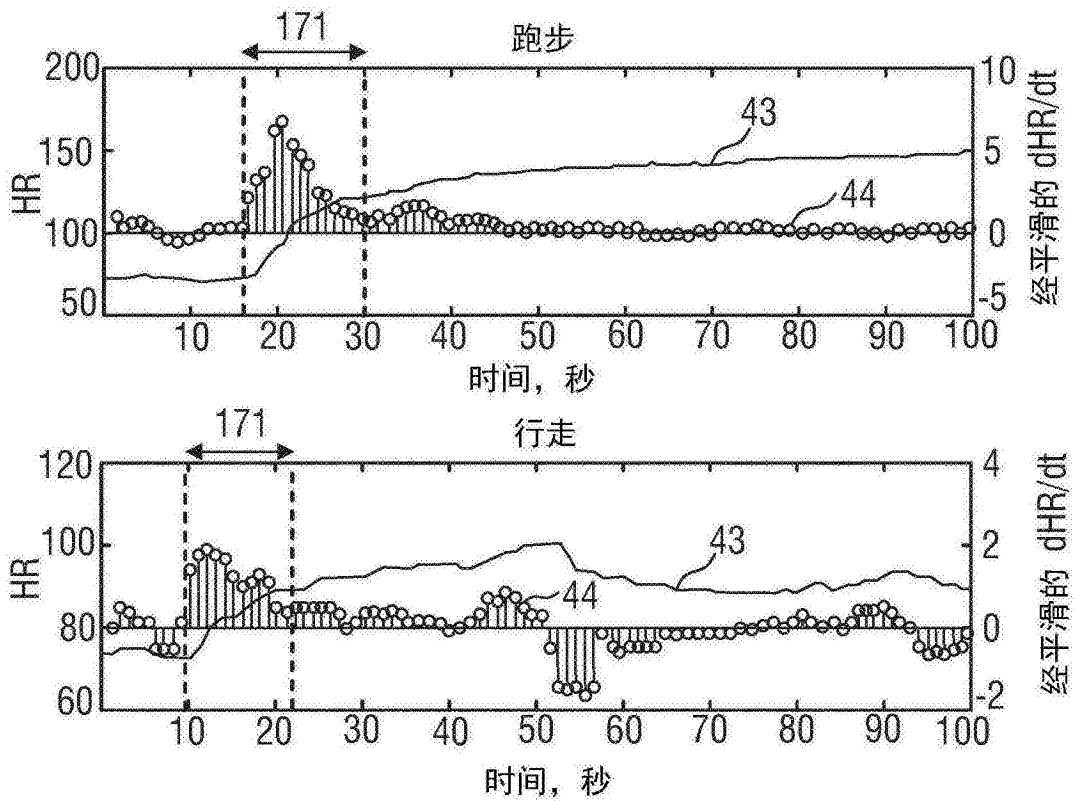


图3

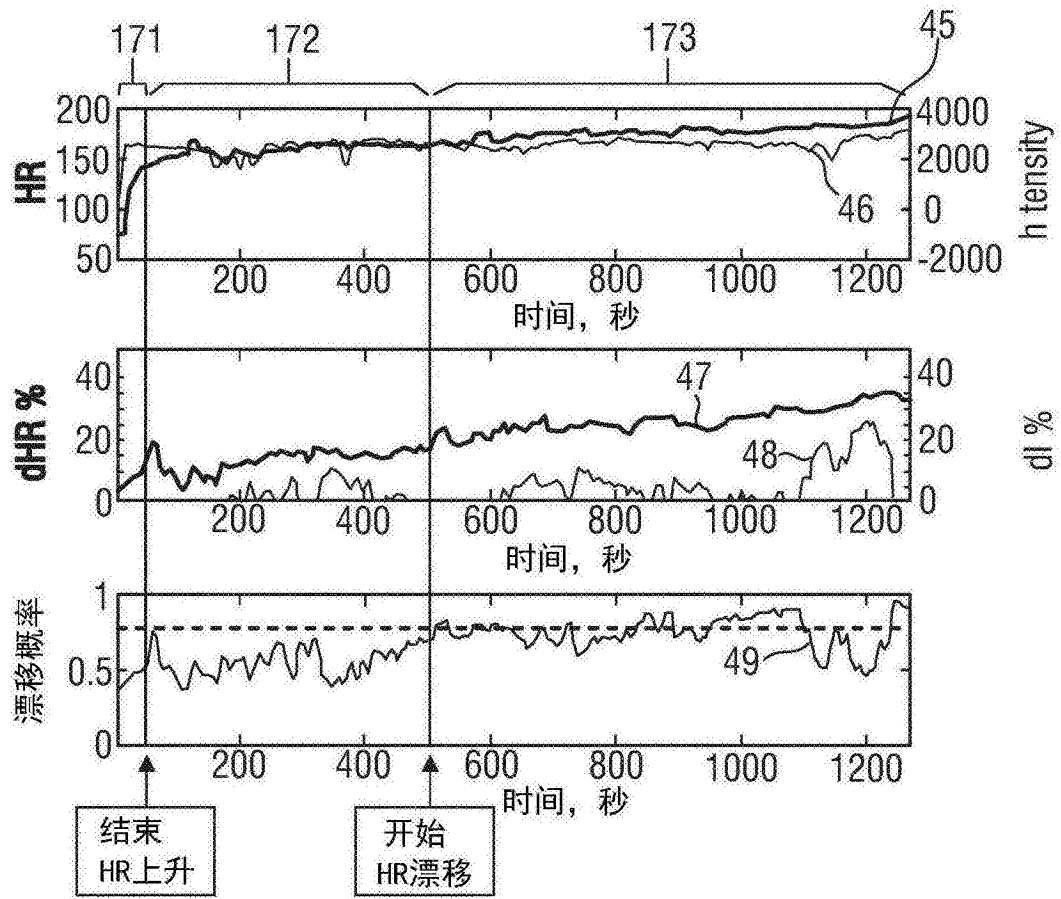


图4

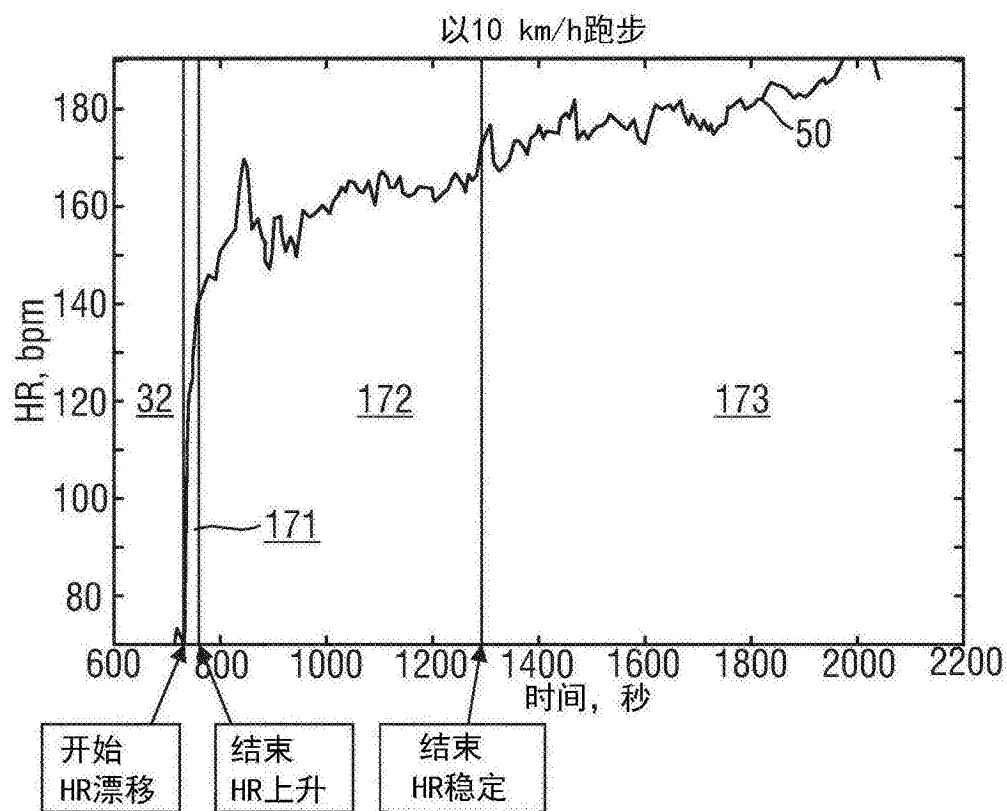


图5A

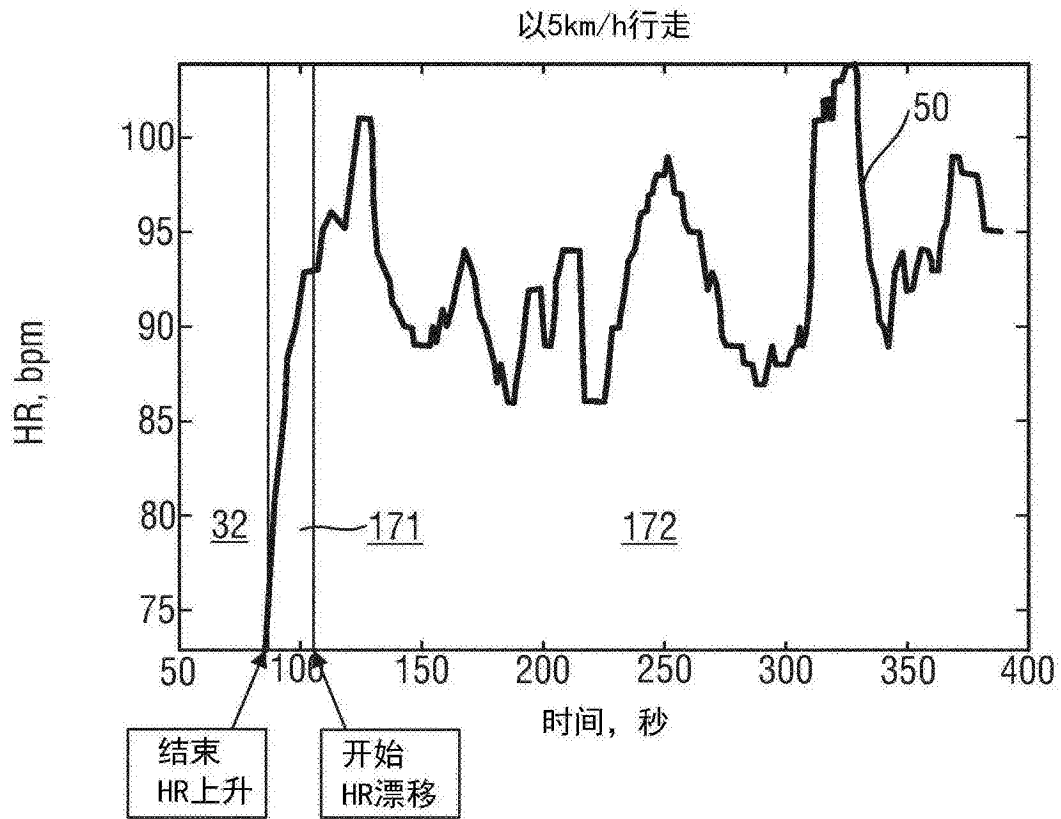


图5B

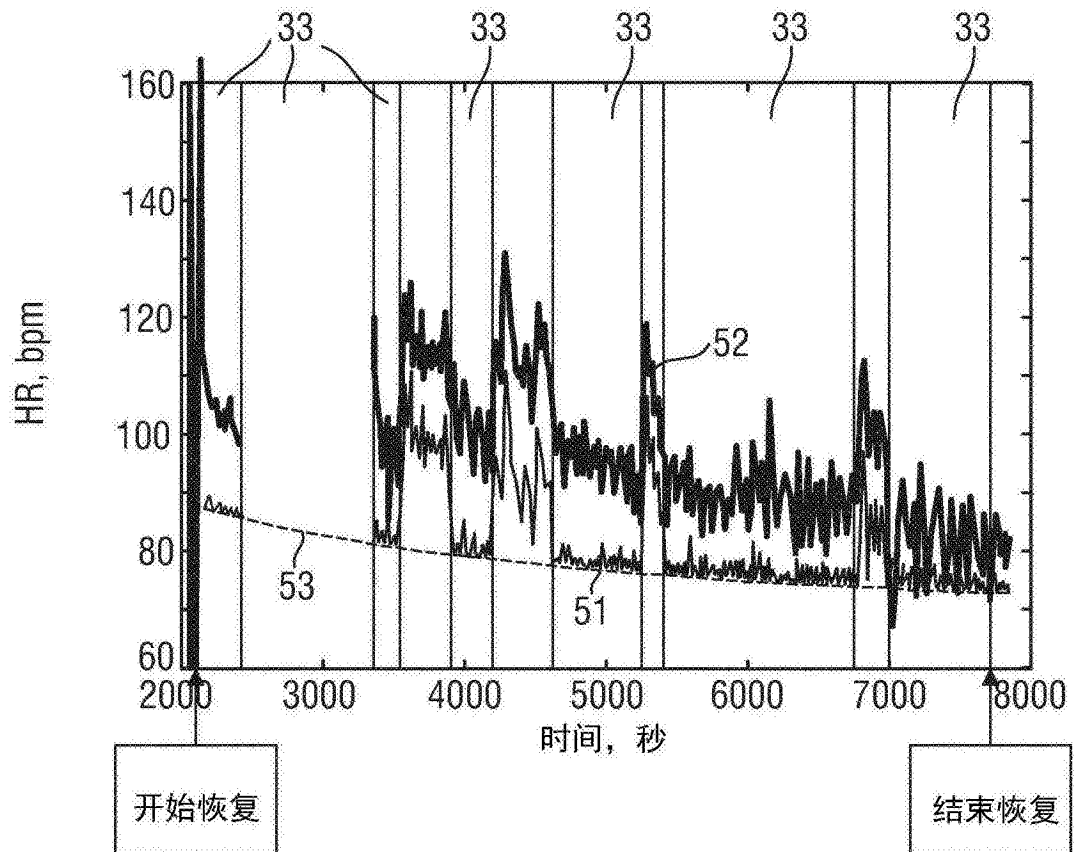


图6

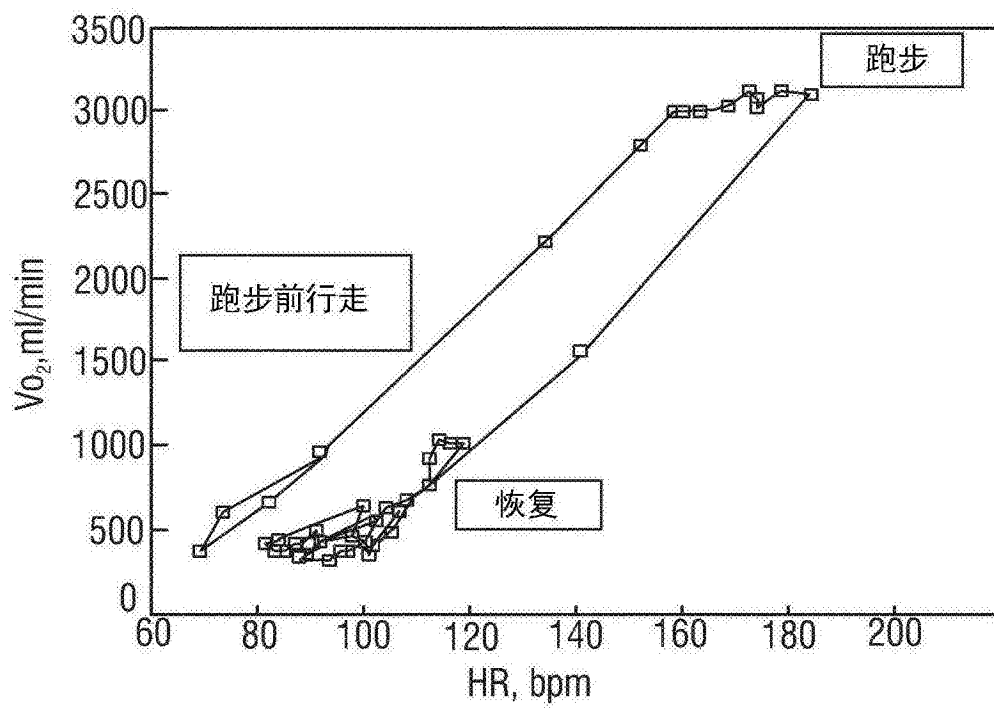


图7

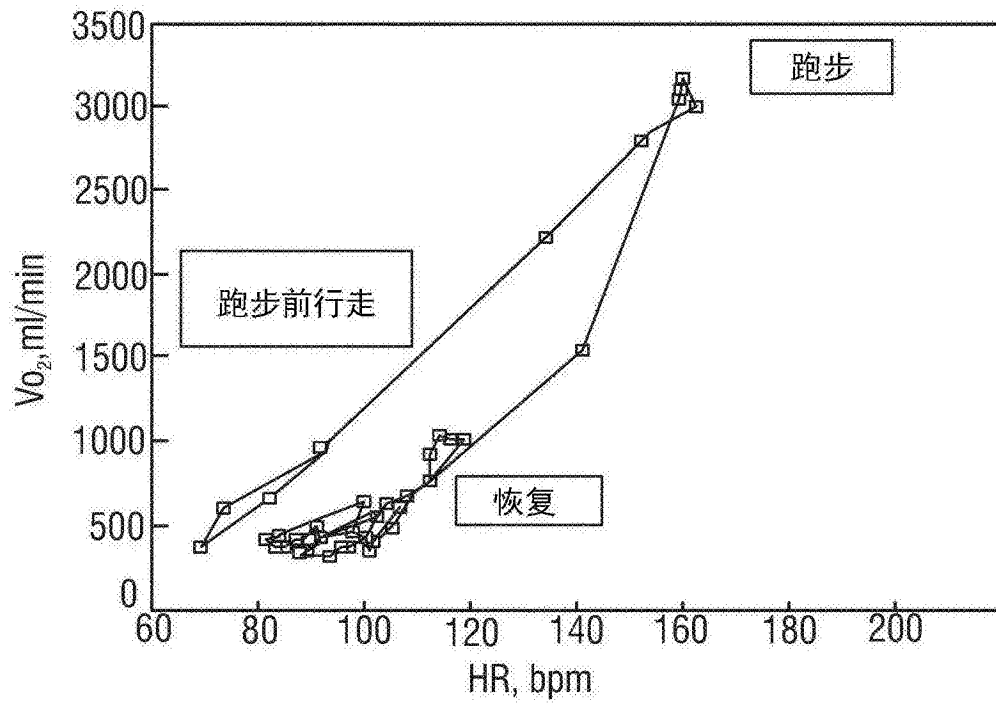


图8

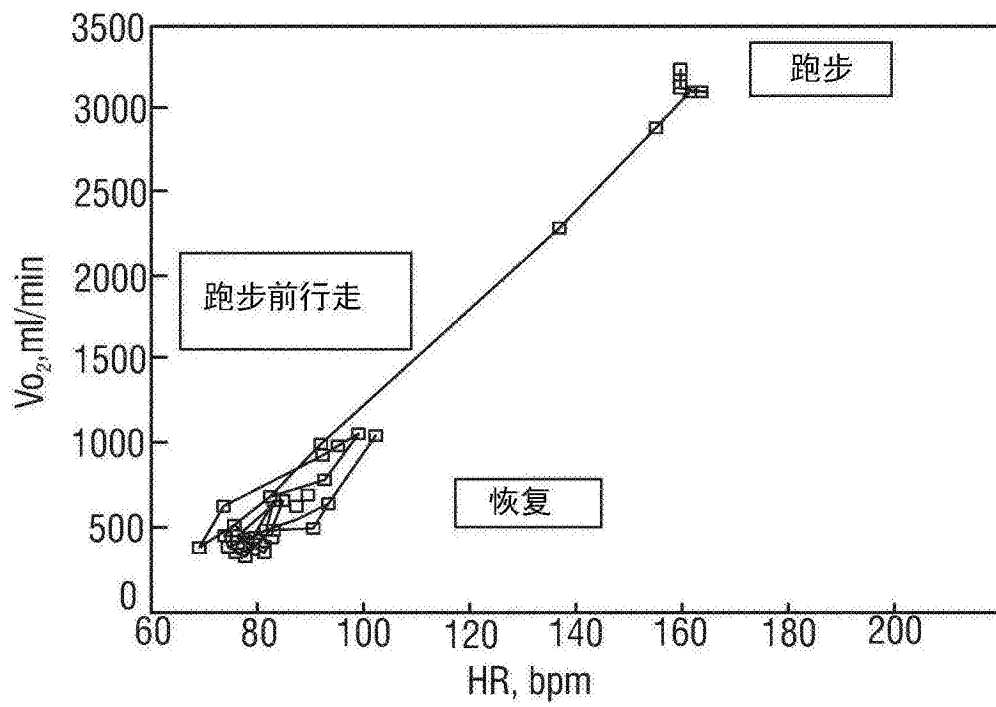


图9

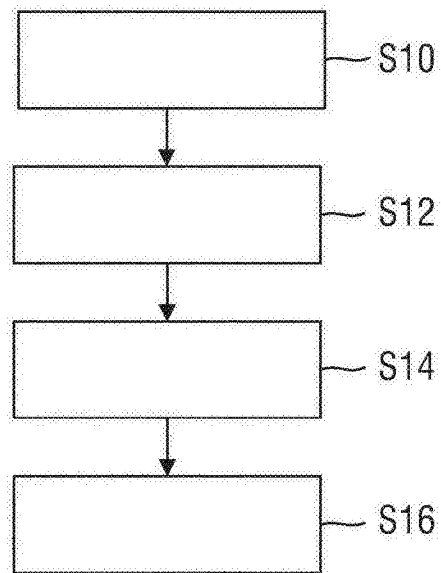


图10

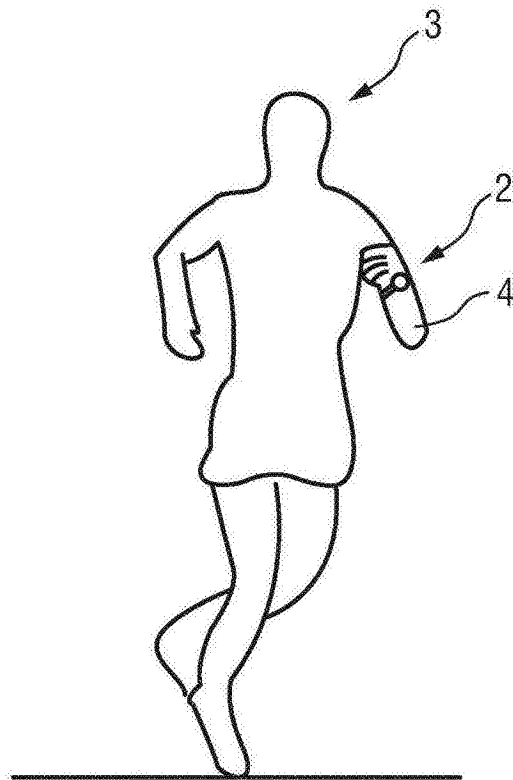


图11

专利名称(译)	用于估计人的能量消耗的设备、系统和方法		
公开(公告)号	CN107405110A	公开(公告)日	2017-11-28
申请号	CN201680014298.9	申请日	2016-12-19
[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 F萨尔托尔 G 帕皮尼 EGP斯海耶尔斯		
发明人	A·G·博诺米 F·萨尔托尔 G·帕皮尼 E·G·P·斯海耶尔斯		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/4866 A61B5/02438 A61B5/1118 A61B5/6802 A61B5/681		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	2015202091 2015-12-22 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于准确地估计人的能量消耗的设备，尤其是通过其考虑了心血管漂移的效应。所述设备包括：输入单元(10)，其用于获得表示所述人的身体活动的移动信号(13)和表示所述人的心率的心率信号(15)；心血管漂移确定单元(16)，其用于根据所述移动信号(13)和所述心率信号(15)和/或一个或多个心血管漂移相关信号(23)来确定心血管漂移阶段(17)，所述一个或多个心血管漂移相关信号承载关于所述人的汗液量、重量减轻、体温升高、血液乳酸盐浓度和身体疲劳中的一项或多项的信息；校正单元(18)，其用于校正正在心血管漂移阶段期间生成的并且表示心血管漂移阶段期间的所述心率的所述心率信号(15)；以及估计单元(20)，其用于根据经校正的心率信号(19)来估计所述人的所述能量消耗。

