



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 107466222 B

(45) 授权公告日 2021. 01. 05

(21) 申请号 201680020776.7

(22) 申请日 2016.04.08

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107466222 A

(43) 申请公布日 2017.12.12

(30) 优先权数据
15162997.9 2015.04.09 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2017.10.09

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/057825 2016.04.08

(87) PCT国际申请的公布数据
W02016/162519 EN 2016.10.13

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 K·T·J·德格罗特
A·G·博诺米

(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 5/024 (2006.01)

审查员 卢晓萍

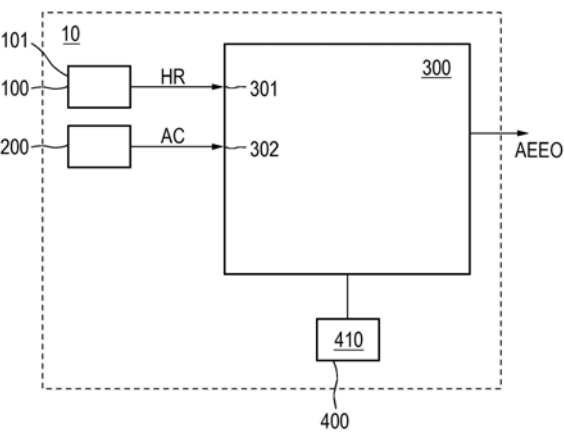
权利要求书2页 说明书7页 附图6页

(54) 发明名称

生命体征监测系统

(57) 摘要

一种生命体征监测系统,包括:处理单元(300),其用于估计活动能量消耗(AEE);第一活动能量消耗确定单元(320),其用于基于心率数据(HR)来确定第一活动能量消耗(AEEHR);第二活动能量消耗确定单元(330),其用于基于运动数据(AC)来确定第二活动能量消耗(AEEAC);以及加权单元(340),其用于基于与高运动强度(hH)有关的第一概率和与低运动强度(hL)有关的第二概率来确定第一加权因子(wHR)和第二加权因子(wAC);以及活动能量消耗计算单元(350),其用于基于由第一加权因子(wHR)加权的第二活动能量消耗(AEEHR)和由第二加权因子(wAC)加权的第二活动能量消耗(AEEAC)来计算总体活动能量消耗(AEEO)。



1. 一种生命体征监测系统,包括:

处理单元(300),其被配置为估计用户的活动能量消耗(AEE),所述处理单元(300)包括:

第一输入部(301),其被配置为接收来自至少一个心率传感器(100)的心率数据(HR),所述至少一个心率传感器被配置为测量或确定用户的心率(HR),

第二输入部(302),其被配置为接收来自至少一个运动传感器(200)的运动数据(AC),所述至少一个运动传感器被配置为检测用户的运动数据(AC),

第一活动能量消耗确定单元(320),其被配置为基于经由所述第一输入部(301)接收的心率数据(HR)来确定第一活动能量消耗(AEEHR),

第二活动能量消耗确定单元(330),其被配置为基于经由所述第二输入部(302)接收的运动数据(AC)来确定第二活动能量消耗(AEEAC),其特征在于,

概率估计单元(360),其被配置为估计用户的高运动强度的第一概率和所述用户的低运动强度的第二概率,其中,所述概率估计单元(360)包括:

特征集单元(361),其被配置为基于所述心率数据(HR)和/或所述运动数据(AC)来提取特征集(F),其中,所述特征集(F)用作高运动强度或低运动强度的预测器,

分类单元(362),其被配置为对运动强度水平进行分类并且输出作为所述特征集(F)的函数的所述第一概率和所述第二概率,

加权单元(340),其被配置为基于所述第一概率和所述第二概率来确定第一加权因子(wHR)和第二加权因子(wAC),以及

活动能量消耗计算单元(350),其被配置为基于由所述第一加权因子(wHR)加权的至少一个第一活动能量消耗(AEEHR)和由所述第二加权因子(wAC)加权的至少一个第二活动能量消耗(AEEAC)来计算总体活动能量消耗(AEEO)。

2. 根据权利要求1所述的生命体征监测系统,其中,所述运动数据是加速度数据。

3. 根据权利要求1或2所述的生命体征监测系统,还包括:光体积描记传感器形式的心率传感器(100),所述心率传感器被配置为测量或确定用户的心率;以及至少一个运动传感器(200),其被配置为确定用户的运动数据(AC)。

4. 根据权利要求3所述的生命体征监测系统,其中,所述运动传感器是加速度传感器。

5. 一种可穿戴设备,其包括根据权利要求1或2所述的生命体征监测系统。

6. 一种监测用户的生命体征或生理参数的方法,包括以下步骤:

-接收来自至少一个心率传感器(100)的心率数据(HR),所述至少一个心率传感器被配置为测量或确定用户的心率(HR),

-接收来自至少一个运动传感器(200)的运动数据(AC),所述至少一个运动传感器被配置为检测用户的运动数据(AC),

-基于心率数据(HR)来确定第一活动能量消耗(AEEHR),

-基于运动数据(AC)来确定第二活动能量消耗(AEEAC),

其特征在于,

-估计用户的高运动强度的第一概率和所述用户的低运动强度的第二概率,

-基于所述心率数据(HR)和/或所述运动数据(AC)来提取特征集(F),其中,所述特征集(F)用作高运动强度或低运动强度的预测器,

-对运动强度水平进行分类并且输出作为所述特征集(F)的函数的所述第一概率和所述第二概率,

-基于所述第一概率和所述第二概率来确定第一加权因子(wHR)和第二加权因子(wAC),并且

-基于由所述第一加权因子(wHR)加权的所述第一活动能量消耗(AEEHR)和由所述第二加权因子(wAC)加权的所述第二活动能量消耗(AEEAC)来计算总体活动能量消耗(AEE0)。

7.根据权利要求6所述的方法,其中,所述运动数据是加速度数据。

8.一种计算机可读介质和/或微处理器可执行介质,包括计算机程序代码指令,所述计算机程序代码指令用于实施根据权利要求6或7所述的监测用户生命体征或生理参数的方法。

生命体征监测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生命体征监测系统以及一种监测用户的生命体征或生理参数的方法。

背景技术

[0002] 心率传感器对于监测或者检测如用户的心率的生命体征是公知的。这样的心率传感器可以是基于光体积描记 (PPG) 传感器的光学心率传感器并且可以被用于采集体积器官测量结果。借助于PPG传感器,来检测人类皮肤的光吸收的改变,并且可以基于这些测量结果来确定用户的心率或其他生命体征。PPG传感器包括如发光二极管(LED)的光源,所述光源将光发射到用户的皮肤中。发射光在皮肤中被散射并且至少部分由血液吸收。光的部分离开皮肤并且可以由光电二极管捕获。由光电二极管所捕获的光量可以是用户的皮肤内部的血液体积的指示。PPG传感器可以通过特定波长处的吸收测量结果来监测皮肤的真皮和皮下组织中的血液的灌注。如果血液体积由于搏动的心脏而改变,则从用户的皮肤回来的散射光也将改变。因此,通过借助于光电二极管监测所检测的光信号,可以确定用户在他的皮肤中的脉搏以及因此心率。此外,可以确定血液的化合物,如氧合或去氧血红蛋白以及氧饱和度。

[0003] 图1示出了心率传感器的操作原理的基本表示。在图1中,心率传感器100被布置在用户的手臂上。心率传感器100包括光源110和光检测器120。光源110将光发射到用户的皮肤1000上或中。光中的一些光被反射并且反射光可以由光检测器120检测。一些光可以透射通过用户的组织并且由光检测器120检测。基于反射光或透射光,可以确定用户的生命体征,如心率。

[0004] 心率传感器的结果可以被用于估计或测量热量活动能量消耗AEE。

[0005] 图2示出了人类的总能量消耗的表示。总能量消耗TEE包括基础能量消耗BEE、膳食生热作用DIT和活动能量消耗AEE。基础能量消耗BEE是睡眠新陈代谢率和来自觉醒的能量消耗的組合。

[0006] 如果用户想要例如减少他的体重,则他必须燃烧比他将吃或喝的更多的卡路里。活动能量消耗AEE是由人的活动影响的总能量消耗TEE的该部分。

[0007] 当用户尝试减少体重时,对于用户而言确定他贯穿活动或锻炼已经消耗多少卡路里常常是不容易的。因此,存在对于活动期间消耗的能量的准确的估计或测量的需要。

[0008] 热量活动能量消耗AEE的准确的估计或测量因此是例如用于实现身体和健康应用的智能手表的重要因子。

[0009] 因此,期望提供可以监测一天期间的用户的活动并且可以测量或估计活动能量消耗(即,一天期间的用户的能量消耗)的监测器。

[0010] 图3示出了指示作为所测量的活动能量消耗的函数的活动能量消耗AEE预测的图形。在图3中,在X轴处描绘所测量的活动能量消耗MAEE,并且在Y轴处描绘所预测的活动能量消耗PAEE。此外,在图3中,如跑步、骑自行车、划船、使用交叉训练器等的若干活动类型被

描绘为数据点。针对如步行的一些活动,可以存在过高估计OE(所估计的活动能量消耗AEE太高)。针对如骑自行车、划船和使用交叉训练器的其他活动,可以存在过低估计(所估计的活动能量消耗AEE太低)。在图3中,此外,还描绘了最优估计OES,即,其中所测量的活动能量消耗MAEE对应于所预测的活动能量消耗的情况。

[0011] 为何所测量和所预测的活动能量消耗不对应于彼此的原因能够在于,基于其所预测的活动能量消耗AEE被确定的模型不是足够准确的,或者用户正执行的活动在模型中未足够好地反映。

[0012] 根据图3,可以误解译或过低估计需要高身体活动水平的一些活动,如骑自行车、划船和使用交叉训练器。对使用心率数据而言额外地或备选地,可以例如基于从加速度传感器所采集的用户的运动数据来确定或估计活动能量消耗AEE。

[0013] 如果用户的心率被用于估计活动能量消耗AEE,则应当注意,心率与能量消耗之间的已知线性关系仅对于具有中等或有利的运动强度(exertion)水平的有氧活动是有效的。此外,例如在精神压力和疲劳期间所测量的心率数据可以引起尤其是针对低强度活动的偏置预测输出。此外,运动伪影可以存在于心率数据中。这些运动伪影可以具体地在活动期间发生,其示出不可预测的因此非重复的移动模式。当全身运动未由手和手腕移动表示时,这样的移动的范例是若干正常的日常活动。

[0014] 此外,应当指出,可以基于有氧活动期间的心率数据相当准确地预测活动能量消耗AEE,同时加速度和移动信息最适于预测具有低运动强度水平的久坐的低强度活动或非结构化活动期间的活动能量消耗。

[0015] WO 2014/207294 A1公开了用于基于监测用户的运动数据或备选地基于用户的心率活动来监测身体活动的系统。

[0016] EP 1424038 A1公开了用于测量卡路里消耗的设备。

[0017] US 2008/0139952 A1公开了可以显示卡路里消耗的生物测定信息处理设备。

[0018] S.Brage. "Branched equation modeling of simultaneous accelerometry and heart rate monitoring improves estimate of directly measured physical activity energy expenditure" (Journal of Applied Physiology, 第96卷、第1号、第343-351页(2003年8月29日))公开了计算用户的总体活动能量消耗的生命体征监测系统。在系统的训练阶段期间离线确定静态权重系数。这具体地通过最小化参考身体活动能量消耗与从具有权重系数的模式导出的所估计的能量消耗之间的均方根误差来执行。

发明内容

[0019] 本发明的目的是提供一种生命体征监测系统,其能够准确地预测或测量用户的活动能量消耗。

[0020] 根据本发明的方面,提供了一种生命体征监测系统,其包括被配置为估计用户的活动能量消耗的处理单元。所述处理单元包括:第一输入部,其被配置为从至少一个心率传感器接收心率数据HR,所述至少一个心率传感器被配置为测量或确定用户的心率HR;以及第二输入部,其被配置为从至少一个运动传感器接收运动或加速度数据AC,所述至少一个运动传感器被配置为检测用户的运动或加速度数据AC。所述处理单元还包括第一活动能量消耗确定单元,所述第一活动能量消耗确定单元被配置为基于经由所述第一输入部接收的

心率数据HR来确定第一活动能量消耗。所述处理单元还包括第二活动能量消耗确定单元,所述第二活动能量消耗确定单元被配置为基于经由所述第二输入部接收的运动或加速度数据来确定第二活动能量消耗。所述处理单元还包括概率估计单元,所述估计单元被配置为估计用户的高运动强度的第一概率和用户的低运动强度的第二概率。所述概率估计单元包括特征集单元,所述特征集单元被配置为基于所述心率数据和/或所述运动或加速度数据来提取特征集。所述特征集用作高运动强度或低运动强度的预测器。所述概率估计单元包括分类单元,所述分类单元被配置为对运动强度水平进行分类并且输出作为所述特征集的函数的第一概率和第二概率,通过估计用户的高运动强度的第一概率和用户的低运动强度的第二概率,基于来自至少一个心率传感器的当前心率数据和/或来自至少一个运动传感器的当前运动或加速度数据来输出用户的运动强度水平。所述处理单元还包括加权单元,所述加权单元被配置为基于与所述用户的高运动强度水平有关的第一概率和与所述用户的低运动强度水平有关的第二概率来确定第一加权因子和第二加权因子。所述处理单元还包括活动能量消耗计算单元,所述活动能量消耗计算单元被配置为基于由第一加权因子加权的第一活动能量消耗和由第二加权因子加权的第二活动能量消耗来计算总体活动能量消耗。

[0021] 根据本发明的方面,所述处理单元还包括概率估计单元,所述概率估计单元被配置用于估计用户的高运动强度或低运动强度的概率。所述加权单元然后被配置为基于高运动强度水平或低运动强度水平的概率来确定第一加权因子和第二加权因子。

[0022] 根据本发明的另一方面,光体积描记传感器形式的光学心率传感器被配置为测量或确定用户的心率。此外,至少一个运动或加速度传感器被配置为确定用户的运动或加速度数据。

[0023] 根据本发明的另一方面,所述处理单元、至少一个心率传感器和至少一个运动或加速度传感器被布置在可穿戴设备或智能手表中。

[0024] 根据本发明的另一方面,提供了一种监测用户的生命体征或生理参数的方法。接收来自至少一个心率传感器的心率数据HR,所述至少一个心率传感器被配置为测量或确定用户的心率HR。接收来自至少一个运动传感器的运动或加速度数据,所述至少一个运动传感器被配置为检测用户的运动或加速度数据。确定基于心率数据的第一活动能量消耗和基于运动和加速度数据的第二活动能量消耗。提取基于所述心率和/或运动或加速度数据的特征集。所述特征集用作高运动强度或低运动强度的预测器。运动强度水平被分类并且第一概率和第二概率被输出为所述特征集的函数。确定基于与用户的高运动强度水平有关的第一概率的第一加权因子和基于与用户的低运动强度水平有关的第二概率的第二加权因子。基于由第一加权因子加权的第一活动能量消耗和由第二加权因子加权的第二活动能量消耗来计算总体活动能量消耗。

[0025] 应当理解,本发明的优选实施例还可以是从属权利要求、以上实施例或方面与相应的独立权利要求的组合。

[0026] 本发明的这些和其他方面将根据下文描述的(一个或多个)实施例而显而易见,并且参考下文描述的(一个或多个)实施例得到阐述。

附图说明

- [0027] 在以下附图中：
- [0028] 图1示出了生命体征监测系统的操作原理的基本表示；
- [0029] 图2示出了用户的总能量消耗的基本表示；
- [0030] 图3示出了描绘作为所测量的活动能量消耗的函数的活动能量消耗预测的图形；
- [0031] 图4示出了根据本发明的方面的生命体征监测系统的框图；
- [0032] 图5示出了根据本发明的方面的生命体征监测系统的另一框图；
- [0033] 图6示出了根据本发明的另一方面的生命体征监测系统的框图；并且
- [0034] 图7示出了指示利用根据本发明的方面的生命体征监测系统预测活动能量消耗的经改进的准确度的图形。

具体实施方式

[0035] 图4示出了根据本发明的方面的生命体征监测系统的框图。生命体征监测系统被用于监测用户的生命体征或生理参数。生命体征监测系统10包括：至少一个心率传感器100；至少一个运动传感器200，其用于测量或确定用户的运动数据或加速度数据AC；处理单元300，诸如处理器；以及任选地显示器400，其具有图形用户接口410。处理单元300在其第一输入部301处接收来自至少一个心率传感器100的心率数据HR并且在其第二输入部302处接收来自至少一个运动传感器200的运动或加速度数据AC。处理单元300适于基于接收的心率数据HR和/或加速度数据AC来确定或估计用户的活动能量消耗AEE0。心率传感器100可以包括接触表面101，所述接触表面可以被放置或被布置在用户的皮肤1000上以检测用户的心率。

[0036] 根据本发明的方面，光学生命体征传感器被提供为基于光体积描记PPG传感器的心率传感器100。在图1中描绘了这样的PPG传感器。光源110将光发射到用户的皮肤1000上或中并且光中的一些光被反射并且该反射光可以由光检测器120检测。光检测器120的输出可以被分析以确定用户的心率或其他生命体征。

[0037] PPG传感器的输出信号给出关于用户的血管中的血液移动的指示。PPG传感器的输出信号的质量可以取决于血流速率、皮肤形态和皮肤温度。此外，PPG传感器中的光损耗还可能对PPG传感器的输出信号的质量具有影响。PPG传感器的光学效率可以取决于当光从一个介质穿透到另一个中时的反射损耗。此外，用户的皮肤的表面处的光的散射还可以对PPG传感器的光学效率具有影响。

[0038] 根据本发明的方面的PPG传感器或光学生命体征传感器可以被实施为可穿戴设备，例如腕部设备（如手表或智能手表）。光学生命体征传感器还可以被实施为被戴在用户的耳朵后面的设备，例如，如助听器。可穿戴设备是可以穿戴或附接在用户的皮肤上的设备。

[0039] 运动传感器200还可以被实施为可穿戴设备。优选地，运动传感器120和心率传感器110被实施在公共壳体中作为可穿戴设备的部分。运动传感器200可以是加速度传感器，诸如压电加速度计、压阻加速度计或电容性加速度计。

[0040] 图5示出了根据本发明的方面的生命体征监测系统的另一框图。生命体征监测系统10包括至少一个心率传感器100、至少一个运动或加速度传感器200和处理单元300。处理

单元300在其第一输入部301处接收来自至少一个心率传感器100的心率数据HR,并且在其第二输入部302处接收来自加速度传感器200的加速度或运动数据AC。处理单元300输出所预测或所估计的活动能量消耗AEE0。

[0041] 处理单元300可以使用来自至少一个心率传感器100的心率数据HR或来自加速度传感器200的加速度数据AC来预测或确定活动能量消耗AEE。换言之,处理单元300可以使用心率数据HR或者加速度数据AC。备选地,处理单元300还可以使用心率数据HR和加速度数据AC的组合。

[0042] 处理单元300包括估计单元310,所述估计单元用于估计时间间隔期间的人的运动强度水平。估计单元310接收当前心率数据HR和当前加速度数据AC并且分析这些数据。估计单元310输出指示运动强度水平是高还是低的信号。如果运动强度水平被估计为高,则输出信号S将对应于“1”,并且如果运动强度水平被估计为低,则输出信号S将对应于“0”。估计单元310具有针对参数 p_c 的另一输入。该参数 p_c 可以被用于控制由估计单元310所执行的运动强度水平估计的灵敏度和特异性。

[0043] 处理单元300还包括第一活动能量消耗确定单元320,所述第一活动能量消耗确定单元基于来自至少一个心率传感器100的心率HR数据来计算或估计活动能量消耗AEE。第一活动能量消耗确定单元320包括针对参数集 P_{HR} 的另一输入部,所述参数集 P_{HR} 可以被用于确定第一确定单元320的灵敏度。第一确定单元320基于心率数据HR来输出用于活动消耗的活动能量消耗AEEHR。

[0044] 处理单元300还包括第二活动能量消耗确定单元330,所述第二活动能量消耗确定单元基于来自至少一个加速度传感器或运动传感器200的加速度数据AC来计算或确定活动能量消耗AEE。第二确定单元330包括针对参数集 P_{AC} 的输入部,所述参数集 P_{AC} 用于设置第二确定单元330的灵敏度。第二活动能量消耗确定单元330输出如基于加速度或运动数据AC所确定的活动能量消耗AEEAC。

[0045] 处理单元300还包括选择单元340,所述选择单元基于估计单元310的输出信号来选择第一活动能量消耗确定单元320或第二活动能量消耗确定单元330的输出。具体而言,如果输出信号为高“1”,那么使用第一活动能量消耗单元320的输出,而如果输出信号为低“0”,那么第二活动能量消耗确定单元330的输出被用作输出信号。

[0046] 根据图5的生命体征监测系统具有一些缺点,因为有时不能准确地执行是否高运动强度水平或者低运动强度水平存在的决定。因此,在一些情况下,运动强度水平是高还是低的决定倾向于出错。

[0047] 此外,如果由于运动伪影用户的活动在高运动强度水平与低运动强度水平之间的边界处,则处理单元可以在低运动强度水平与高运动强度水平之间切换,因此改变处理单元的输出以及从而身体活动期间的总体活动能量消耗,使得用户可能未接收活动水平的准确和恒定估计。

[0048] 图6示出了根据本发明的另一方面的生命体征监测系统的框图。生命体征监测系统10包括至少一个心率传感器100、至少一个加速度或运动传感器200和处理单元300。心率传感器100输出心率数据HR,并且加速度或运动传感器200输出加速度或运动数据AC。处理单元300包括第一活动能量消耗确定单元320,所述第一活动能量消耗确定单元用于基于来自至少一个心率传感器100的心率数据HR来确定活动能量消耗AEEHR。处理单元还包括第二

活动能量消耗确定单元330,所述第二活动能量消耗确定单元用于基于来自至少一个加速度传感器200的运动数据或加速度数据AC来确定活动能量消耗AEEAC。处理单元300还包括概率单元360,所述概率单元用于基于来自至少一个心率传感器100的心率数据HR并且基于来自至少一个加速度传感器200的当前加速度或运动数据AC来确定高运动强度或低运动强度的概率。换言之,概率单元360用于估计高运动强度或低运动强度水平的概率。概率估计单元360包括特征集单元361,所述特征集单元用于基于心率数据HR、运动数据或加速度数据AC或者两者的组合来提取特征集F。特征集F被用作针对高身体运动强度或低身体运动强度的预测器。这些预测器可以是活动计数、速度、步数、运动水平等。运动水平可以与来自心率数据的心脏特征一起使用。

[0049] 特征集F可以被输入到分类单元362中。分类单元362被用于对人的运动强度水平进行分类。分类单元362可以接收参数集 B_c 。可以任选地在训练阶段期间导出该参数 B_c 。分类单元362输出作为特征集F的函数的高运动强度和低运动强度的概率。高运动强度水平对应于有氧活动(具有一致和重复的时间模式的活动),其可以表示比包括涉及不规律的身体移动(其导致主导的无氧工作)或低强度久坐工作的活动的静息低运动强度水平更高的运动强度水平的计划动作。分类单元362还可以使用分类过程期间的用户的所估计的静息心率、所估计的最大心率、性别、年龄、身高和体重。任选地,概率可以被定义为 $h_H(F) = P(y=1 | F; B_c)$ 和 $h_L(F) = P(y=0 | F; B_c)$ 。

[0050] 处理单元300还包括加权单元340,所述加权单元用于将概率估计 h_H 和 h_L 变换为加权因子 w_{HR} 和 w_{AC} 。加权因子可以在0与1之间。

[0051] 处理单元300还包括活动能量消耗计算单元350,所述活动能量消耗计算单元计算或确定总体活动能量消耗AEE0。总体活动能量消耗AEE0被定义为: $f_{WA}(w_{HR}, w_{AC}, AEE_{HR}, AEE_{AC})$,使得总体活动能量消耗 $AEE0 = w_{HR} \cdot AEE_{HR} + w_{AC} \cdot AEE_{AC}$ 。因此,总体活动能量消耗基于活动能量消耗与对应的加权因子的组合,所述活动能量消耗是基于心率数据HR以及基于加速度数据AC来确定的。

[0052] 根据本发明的另一方面,代替于使用两个不同的参数(如心率HR和运动数据AC)来确定活动能量消耗,多个传感器的数据可以被用于确定活动能量消耗。活动能量消耗AEE可以基于N个传感器中的每个来确定或估计,使得每个 i_{th} 估计单元产生能量消耗估计。如在根据图6的本发明的方面中,加权单元被提供用于分析传感器的输出信号并且任选地用于并入补充的对象特异性信息。然后,通过计算所有分离的能量消耗估计的加权平均来估计总体活动能量消耗AEE。

[0053] 图7示出了指示利用根据本发明的方面的生命体征监测系统预测活动能量消耗AEE的经改进的准确度的图形。在图7中,描绘了根据图5和根据图6的本发明的方面之间的比较。如由根据图5的生命体征监测系统所实现的结果被描绘为Exp A,同时由根据图6的生命体征监测系统所实现的结果被描绘为Exp B。具体而言,已经执行三个不同的测试,即,已经使用了台阶测试ST、以3km/h步行W和使用交叉训练器CT。

[0054] 在表1中,描绘了加权因子 w_{HR} 和 w_{AC} 的范例。

	活动类型	wHR	wAC
[0055]	台阶测试 ST	0.79	0.21
	步行 3km/h W	0.97	0.03
[0056]	交叉训练器 CT	0.83	0.17

[0057] 针对步行活动W,基于心率的活动能量消耗AEEHR和基于加速度数据AC的活动能量消耗AEEAC的混合的加权因子不具有限制效应,因为针对心率数据的加权因子是近似1,即,总体活动能量消耗对应于基于心率数据的活动能量消耗。另一方面,针对台阶测试T和交叉训练器CT,加权因子 w_{HR} 分别对应于0.79和0.83,而针对加速度数据的加权因子分别对应于0.21和0.17。因此,可以更准确地计算总体活动能量消耗。

[0058] 表2输出了如从之前描述的两个实验所获得的平均RMSE。

	Exp A (kcal/min)	Exp B (kcal/min)
台阶测试 ST	1.67	1.47
步行3km/h W	2.58	2.58
交叉训练器 CT	1.59	1.40

[0060] 因此,可以看到,从第二实验所获得的平均RMSE相对于第一实验已经改进了12%。关于步行锻炼W,RMSE基本上保持恒定。因此,加权因子的提供有利于估计运动强度水平。

[0061] 在表3中,公开了两个实验的总体活动能量消耗AEE的标准差。

	Exp A (kcal/min)	Exp B (kcal/min)
台阶测试 ST	1.05	0.88
步行3km/h W	1.95	1.92
交叉训练器 CT	1.55	1.28

[0063] 如可以从图3看到的,通过使用根据图6的生命体征监测系统,能够降低总体活动能量消耗AEE中的变化性。对于步行锻炼W而言,总体活动能量消耗的变化基本上保持不变。

[0064] 根据本发明的方面,提供了一种计算机程序产品,其包括:计算机可读存储器,其存储计算机程序代码模块,所述计算机程序代码模块用于令生命体征监测系统执行监测用户的生命体征或生理参数的步骤。

[0065] 通过研究附图、说明书和权利要求书,本领域的技术人员在实践所请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。

[0066] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0067] 单个单元或设备可以履行权利要求中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。计算机程序可以存储/分布在适合的介质上,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,但是计算机程序还可以以其他形式来分布,诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统分布。

[0068] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

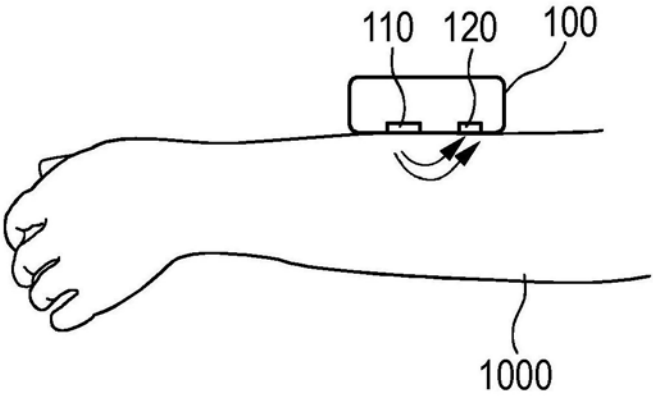


图1

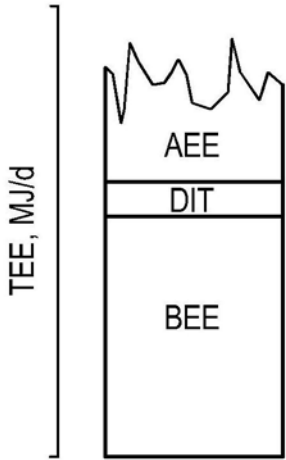


图2

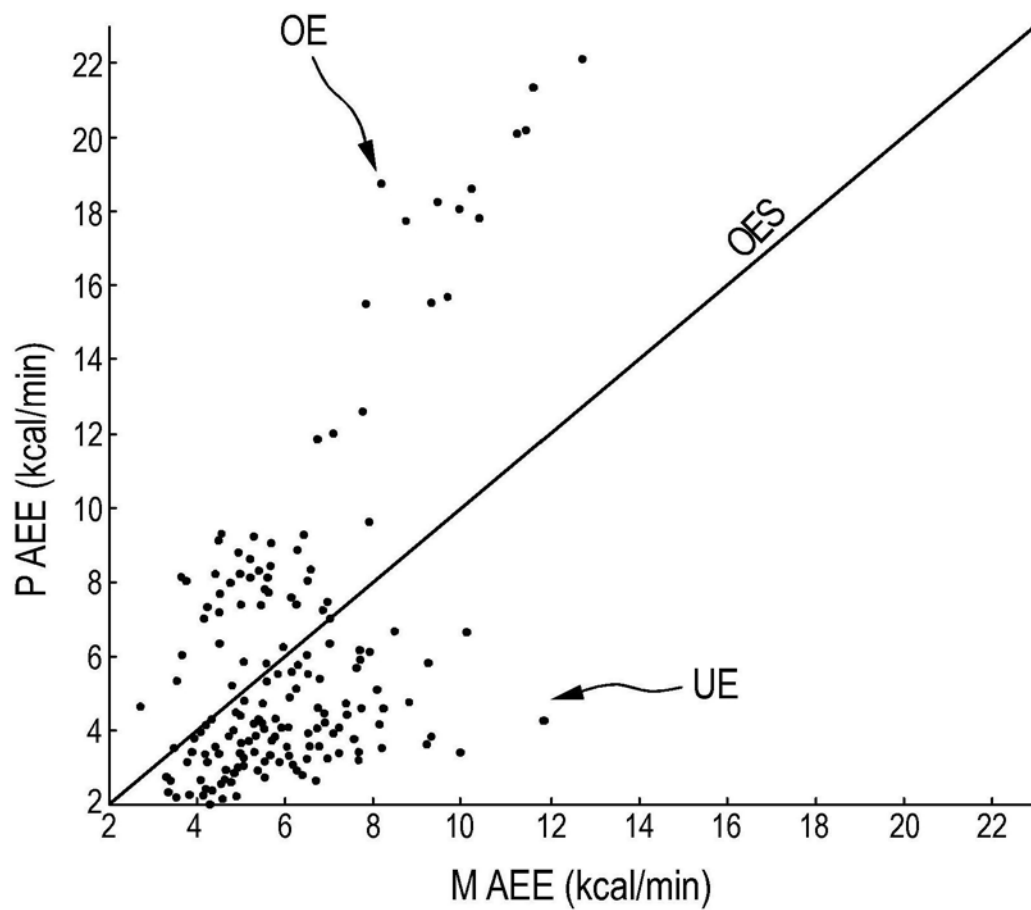


图3

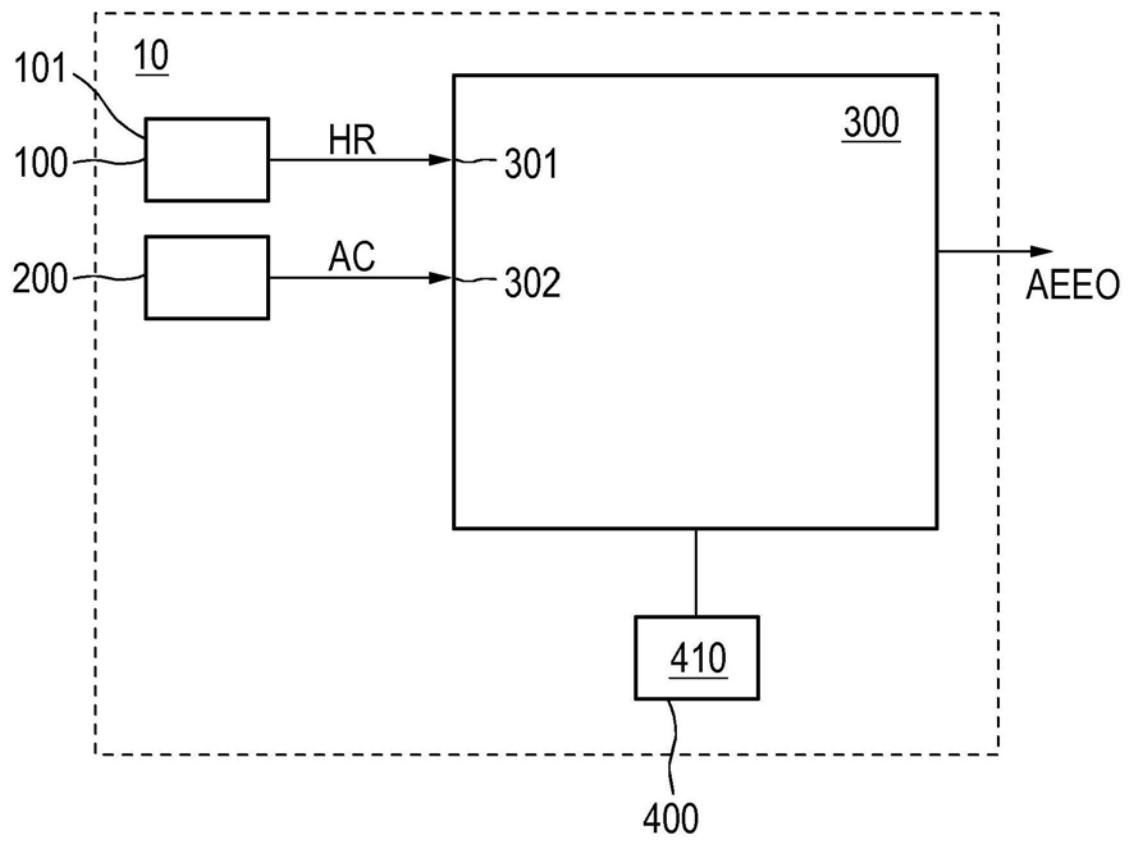


图4

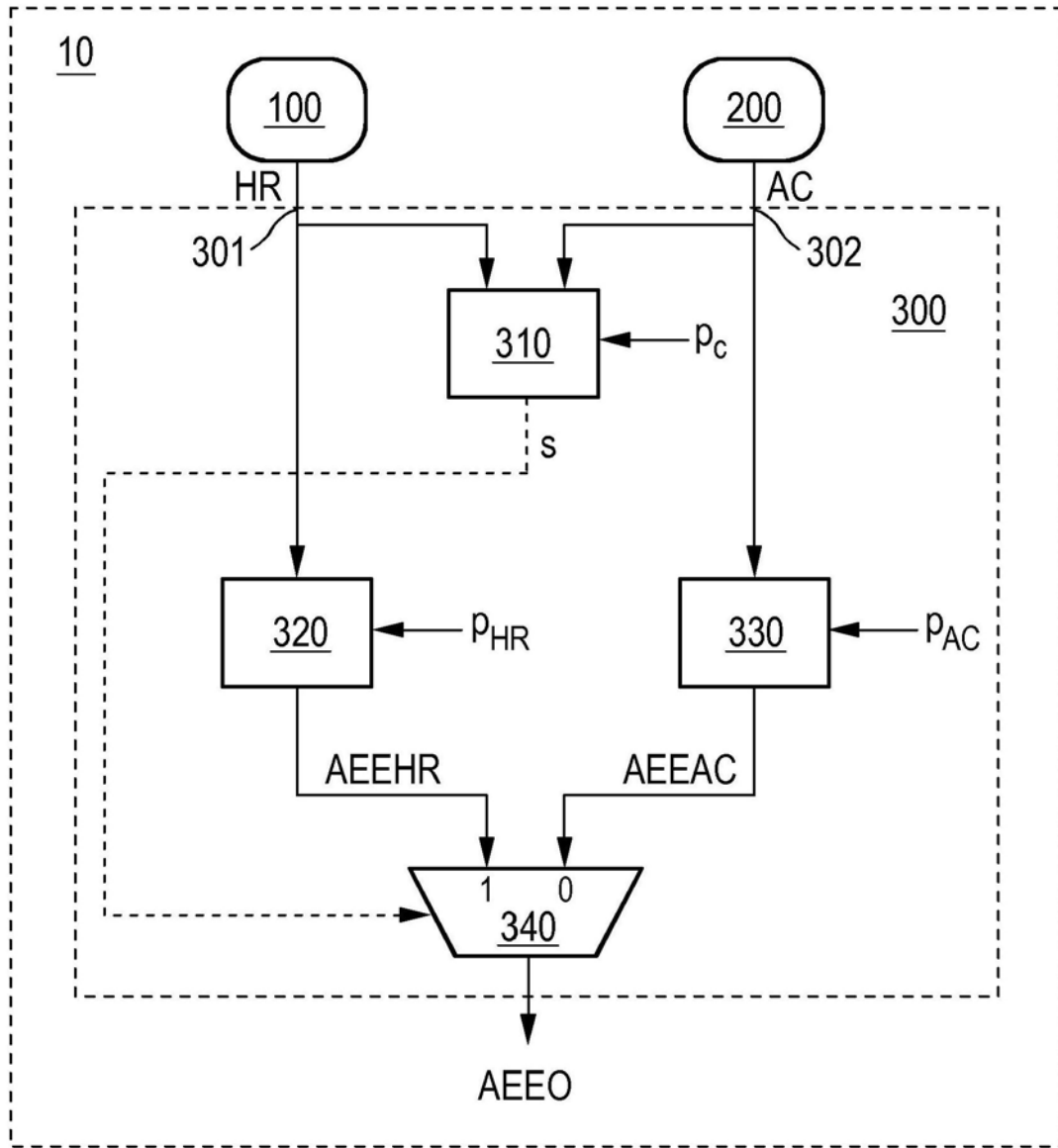


图5

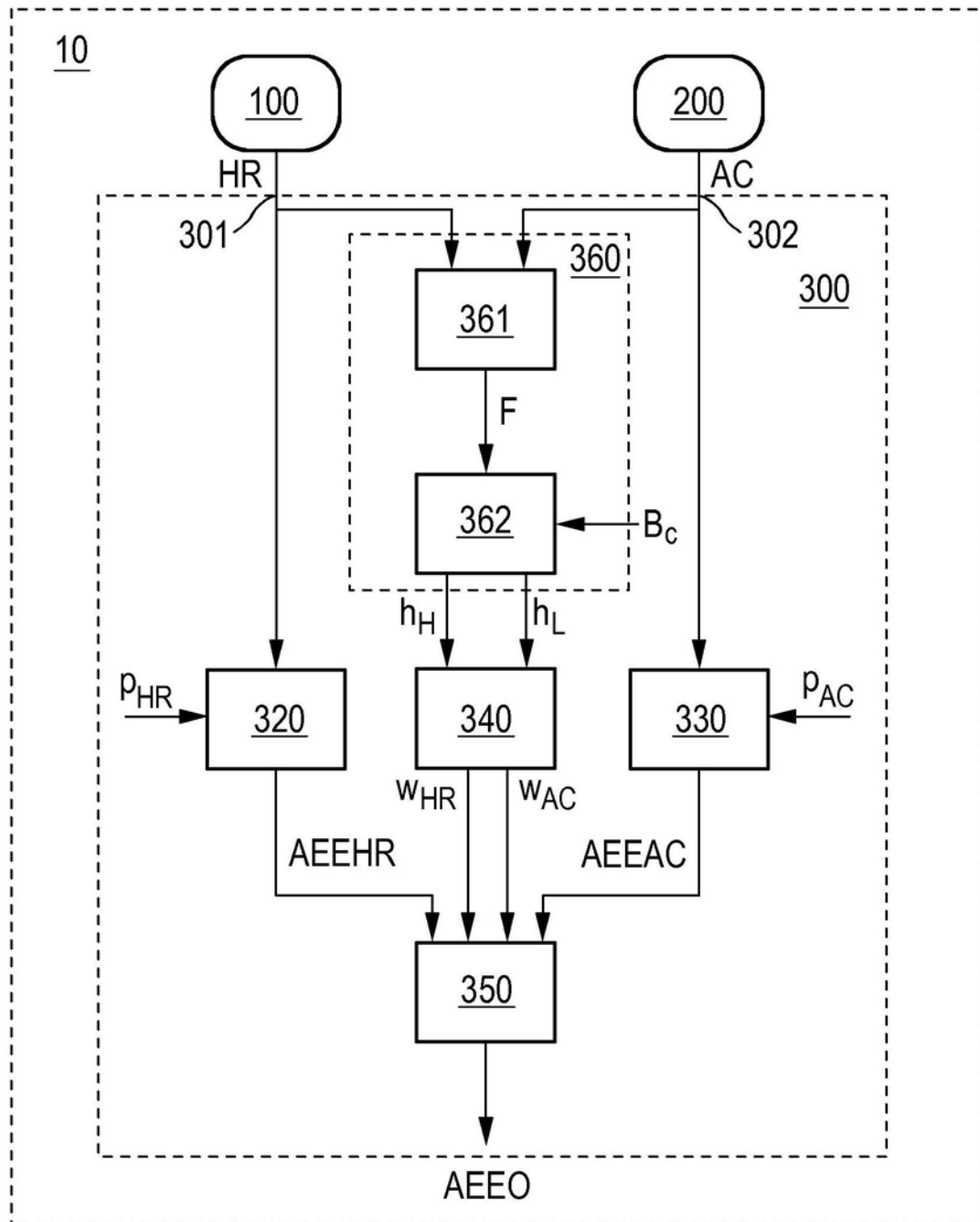


图6

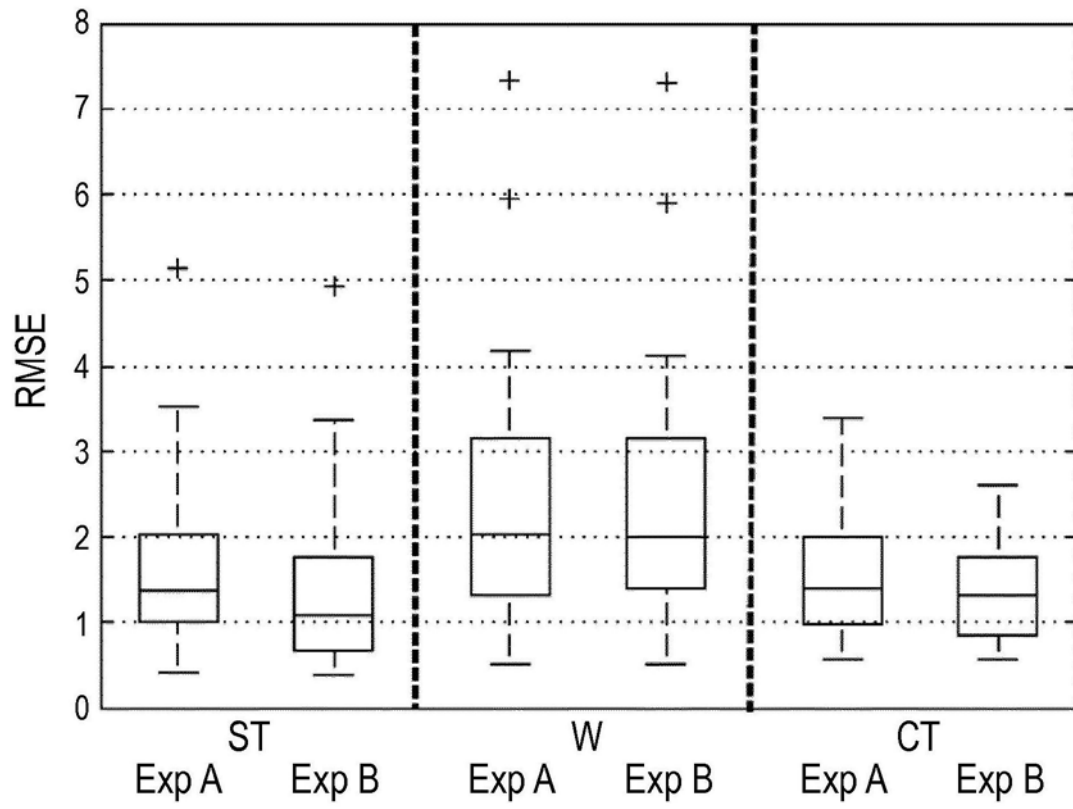


图7