



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108882847 A

(43)申请公布日 2018.11.23

(21)申请号 201680078096.0

(22)申请日 2016.11.04

(30)优先权数据

62/252,024 2015.11.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.07.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/060562 2016.11.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/079580 EN 2017.05.11

(71)申请人 生命Q 全球有限公司

地址 爱尔兰都柏林

(72)发明人 劳伦斯·理查德·奥利弗

弗朗哥·鲍尔·杜普瑞兹

沙恩那哥·简·哈雷

(74)专利代理机构 北京北翔知识产权代理有限公司 11285

代理人 郑建晖 陈璐

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

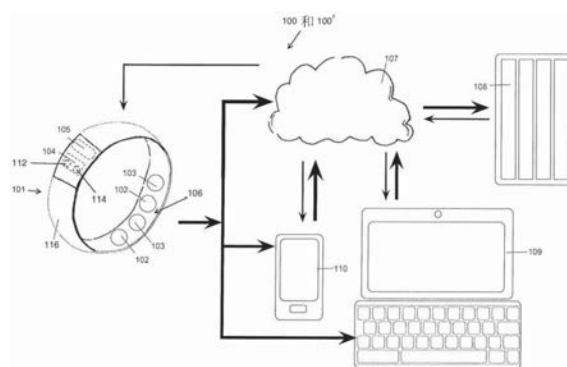
权利要求书4页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

用于生理监测的节能系统和方法

(57)摘要

一种生理监测系统和方法,使用第一低能量生理传感器产生第一生理传感器信号且使用高能量生理传感器产生第二生理传感器信号来确定至少一个生理参数。运动传感器产生运动参考信号,模式选择器开关使用所述运动参考信号来选择所述第一低能量生理传感器或所述第二高能量生理传感器。替代地,模式选择器开关使用嵌入在第二生理传感器信号中的运动相关分量来选择所述第一低能量传感器或所述第二高能量传感器。



1. 一种用于确定从事第一低水平活动且从事第二高水平活动的人类受试者的生理参数的生理监测系统,其中所述系统包括:

a. 低能量传感器,用于对来自人类受试者的生理参数进行经皮采样并且用于产生第一生理传感器信号;

b. 高能量传感器,用于对来自人类受试者的生理参数进行经皮采样并且用于产生第二生理传感器信号;

c. 运动传感器,用于对来自人类受试者的运动参数进行采样并且用于产生运动参考信号;

d. 微处理器,其中所述微处理器经由切换机构选择性地激活所述高能量传感器的采样活动和所述低能量传感器的采样活动,且其中所述切换机构基于所述运动参考信号而在所述第一低水平活动的时段期间选择所述低能量传感器并且在所述第二高水平活动的时段期间选择所述高能量传感器。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述切换机构基于嵌入在所述第二生理传感器信号中的运动相关分量而在所述第一低水平活动的时段期间选择所述低能量传感器并且在所述第二高水平活动的时段期间选择所述高能量传感器。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述微处理器包括高能量算法模块,所述高能量算法模块从所述第二生理传感器信号移除所述运动相关分量,以创建经运动校正的第二生理传感器信号。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中在时域或频域内从所述第二生理传感器信号减去所述运动参考信号,以提供所述经运动校正的第二生理传感器信号。

5. 根据权利要求3所述的系统,其中在时域或频域内从所述第二生理传感器信号减去嵌入在所述第二生理传感器信号中的运动相关分量,以提供所述经运动校正的第二生理传感器信号。

6. 根据权利要求1所述的系统,其中在由人类受试者的活动水平从低活动水平阈值到高活动水平阈值的改变引起的所述低能量传感器的激活和所述高能量传感器的激活之间的转变期间的短时段内,以及在由人类受试者的活动水平从高活动水平阈值到低活动水平阈值的改变引起的所述高能量传感器的激活和所述低能量传感器的激活之间的转变期间的短时段内,所述微处理器选择所述高能量传感器和所述低能量传感器这二者。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述微处理器以高采样频率激活所述高能量传感器并且以低采样频率激活所述低能量传感器。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中所述低能量传感器利用选自生物阻抗 (BID)、投影心搏描记术 (BCG) 和压电 (PIZO) 的原理实施的传感器,因此由所述低能量传感器采样的所述第一生理传感器信号分别是生物阻抗信号、投影心搏描记术信号或压电信号。

9. 根据权利要求1所述的系统,其中所述高能量传感器是光学体积描记术 (PPG) 传感器,且由所述高能量传感器采样的所述第二生理传感器信号是PPG信号。

10. 根据权利要求1所述的系统,其中用于对运动参考信号进行采样的运动传感器可以是惯性传感器或光学传感器。

11. 根据权利要求1所述的系统,其中所确定的生理参数包括心率、心率变异性或呼吸率及其任何组合。

12. 根据权利要求1所述的系统,还包括分析平台,所述分析平台包括至少一个客户端计算平台,包括至少一个移动计算设备、个人计算机或可穿戴设备及其任何组合,其中任何生理传感器信号被传输到所述分析平台,在所述分析平台处能够存储、分析和查看该生理传感器信号。

13. 根据权利要求1所述的系统,其中所述系统的至少一部分能够以可穿戴设备的形式来实现。

14. 一种用于确定从事第一低水平活动且从事第二高水平活动的人类受试者的生理参数的生理监测系统,其中所述系统包括:

a. 低能量传感器,用于对来自人类受试者的生理参数进行经皮采样并且用于产生第一生理传感器信号;

b. 高能量传感器,用于对来自人类受试者的生理参数进行经皮采样并且用于产生第二生理传感器信号;

c. 微处理器,其中所述微处理器经由切换机构选择性地激活所述高能量传感器的采样活动和所述低能量传感器的采样活动,且其中所述切换机构基于嵌入在所述第二生理传感器信号中的运动相关分量而在所述第一低水平活动的时段期间选择所述低能量传感器并且在所述第二高水平活动的时段期间选择所述高能量传感器。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中在时域或频域内从所述第二生理传感器信号减去嵌入在所述第二生理传感器信号中的运动相关分量,以提供经运动校正的第二生理传感器信号。

16. 根据权利要求14所述的系统,其中在由人类受试者的活动水平从低活动水平阈值到高活动水平阈值的改变引起的所述低能量传感器的激活和所述高能量传感器的激活之间的转变期间的短时段内,以及在由人类受试者的活动水平从高活动水平阈值到低活动水平阈值的改变引起的所述高能量传感器的激活和所述低能量传感器的激活之间的转变期间的短时段内,所述微处理器选择所述高能量传感器和所述低能量传感器这二者。

17. 根据权利要求14所述的系统,其中所述微处理器以高采样频率激活所述高能量传感器并且以低采样频率激活所述低能量传感器。

18. 根据权利要求14所述的系统,其中所述低能量传感器利用选自生物阻抗 (BID)、投影心搏描记术 (BCG) 和压电 (PIZO) 的原理实施的传感器,因此由所述低能量传感器采样的所述第一生理传感器信号分别是生物阻抗信号、投影心搏描记术信号或压电信号。

19. 根据权利要求14所述的系统,其中所述高能量传感器是光学体积描记术 (PPG) 传感器,且由所述高能量传感器采样的所述第二生理传感器信号是PPG信号。

20. 根据权利要求14所述的系统,其中用于对运动参考信号进行采样的运动传感器是惯性传感器或光学传感器。

21. 根据权利要求14所述的系统,其中所确定的生理参数包括心率、心率变异性或呼吸率以及其任何组合。

22. 根据权利要求14所述的系统,还包括分析平台,所述分析平台包括至少一个客户端计算平台且包括至少一个移动计算设备、个人计算机或可穿戴设备及其任何组合,其中任何生理传感器信号被传输到所述分析平台,在所述分析平台处能够存储、分析和查看该生理传感器信号。

23. 根据权利要求14所述的系统,其中所述系统的至少一部分能够以可穿戴设备的形式来实现。

24. 一种用于确定从事第一低水平活动且从事第二高水平活动的人类受试者的生理参数的方法,其中所述方法包括:

a. 使用低能量传感器对来自人类受试者的生理参数进行经皮采样以产生第一生理传感器信号;

b. 使用高能量传感器对来自人类受试者的生理参数进行经皮采样以产生第二生理传感器信号,所述第二生理传感器信号包括嵌入的运动相关分量;

c. 使用运动传感器对来自人类受试者的运动参考传感器信号进行采样;

d. 经由切换机构选择性地控制所述高能量传感器的采样活动和所述低能量传感器的采样活动,所述切换机构根据从所述运动传感器采样的运动参考信号或根据嵌入在所述第二生理传感器信号中的运动相关分量来选择所述第一低水平活动并且在所述第二高水平活动的时段期间选择所述高能量传感器。

25. 根据权利要求24所述的系统,其中所述方法在第一模式和第二模式之间选择性地切换,所述第一模式包括所述低能量传感器被激活的低能量感测状态,且所述第二模式包括所述高能量传感器被激活的高能量感测状态。

26. 根据权利要求25所述的系统,其中在所述第一模式下,以低采样频率对所述运动传感器进行采样,并且在所述第二模式下,以高采样频率对所述运动传感器进行采样。

27. 根据权利要求25所述的系统,其中模式选择器算法根据所述运动参考传感器信号或嵌入在所述第二生理传感器信号中的运动相关分量来确定所述第一模式或所述第二模式。

28. 根据权利要求25所述的方法,其中所述方法包括高能量算法,所述高能量算法从所述第二生理传感器信号移除所述运动相关分量,以创建经运动校正的第二生理传感器信号。

29. 根据权利要求28所述的方法,其中所述高能量算法在时域或频域内从所述第二生理传感器信号减去所述运动参考信号,以提供所述经运动校正的第二生理传感器信号。

30. 根据权利要求28所述的方法,其中所述高能量算法在时域或频域内从所述第二生理传感器信号减去嵌入在所述第二生理传感器信号中的运动相关分量,以提供所述经运动校正的第二生理传感器信号。

31. 根据权利要求25所述的方法,其中所述方法在所述第一模式和所述第二模式之间的转变期间的短时段内选择所述高能量传感器和所述低能量传感器这二者。

32. 根据权利要求25所述的方法,其中所述低能量传感器利用选自生物阻抗(BID)、投影心搏描记术(BCG)和压电(PIZO)的原理实施的传感器,因此由所述低能量传感器采样的所述第一生理传感器信号分别是生物阻抗信号、投影心搏描记术信号或压电信号。

33. 根据权利要求24所述的方法,其中所述高能量传感器是光学体积描记术(PPG)传感器,且由所述高能量传感器采样的所述第二生理传感器信号是PPG信号。

34. 根据权利要求24所述的方法,其中用于对运动参考信号进行采样的运动传感器是惯性传感器或光学传感器。

35. 根据权利要求24所述的方法,其中所确定的生理参数包括心率、心率变异性和呼吸

率及其任何组合。

36. 一种用于确定从事第一低水平活动且从事第二高水平活动的人类受试者的生理参数的系统, 其中所述系统包括:

a. 能量传感器, 用于对来自人类受试者的生理参数进行经皮采样并且产生:

i. 第一生理低能量传感器信号; 以及

ii. 第二生理高能量传感器信号;

b. 微处理器, 其中所述微处理器经由切换机构对所述高能量传感器以及低能量信号和高能量信号进行选择采样, 且其中所述切换机构在所述第一低水平活动的时段期间选择所述低能量信号并且在所述第二高水平活动的时段期间选择所述高能量信号。

37. 根据权利要求36所述的系统, 其中在时域或频域内从所述第二生理高能量传感器信号减去嵌入在所述第二生理高能量传感器信号中的运动相关分量, 以提供经运动校正的第二生理传感器信号。

38. 根据权利要求36所述的系统, 其中所述系统还包括用于对来自人类受试者的运动参数进行采样并且产生运动参考信号的运动传感器, 且基于所述运动参考信号, 所述微处理器经由切换机构选择性地控制对所述高能量传感器信号和所述低能量传感器信号的采样, 且其中所述切换机构基于所述运动参考信号而在所述第一低水平活动的时段期间选择所述低能量传感器信号并且在所述第二高水平活动的时段期间选择所述高能量传感器信号。

39. 根据权利要求38所述的系统, 其中在时域或频域内从所述第二生理高能量传感器信号减去所述运动参考信号, 以提供所述经运动校正的第二生理传感器信号。

40. 根据权利要求39所述的系统, 其中在由人类受试者的活动水平从低活动水平阈值到高活动水平阈值的改变引起的所述第一低能量传感器信号的采样和所述第二高能量传感器的采样之间的转变期间的短时段内, 以及在由人类受试者的活动水平从高活动水平阈值到低活动水平阈值的改变引起的所述第二高能量传感器信号的采样和所述第一低能量传感器的采样之间的转变期间的短时段内, 所述微处理器选择所述第二高能量传感器信号和所述第一低能量信号传感器这二者。

41. 根据权利要求36所述的系统, 其中所述微处理器以高采样频率对所述第二生理高能量传感器信号进行采样并且以低采样频率激活所述第一生理低能量传感器信号。

42. 根据权利要求36所述的系统, 其中所确定的生理参数包括心率、心率变异性或呼吸率及其任何组合。

43. 根据权利要求36所述的系统, 还包括分析平台, 所述分析平台包括至少一个客户端计算平台, 包括至少一个移动计算设备、个人计算机或可穿戴设备及其任何组合, 其中任何生理传感器信号被传输到所述分析平台, 在所述分析平台处能够存储、分析和查看该生理传感器信号。

44. 根据权利要求36所述的系统, 其中所述系统的至少一部分能够以可穿戴设备的形式来实现。

用于生理监测的节能系统和方法

[0001] 相关专利申请的交叉引用

[0002] 本发明要求享有2015年11月6日提交的美国临时专利申请No. 62/252,024的优先权,所述美国临时专利申请通过引用的方式纳入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及非侵入式数字健康监测和信号处理领域。具体地,本发明涉及对生理度量(metric)的信号处理,所述生理度量来自可穿戴设备并且用于说明移动以便延长这样的可穿戴设备的电池寿命。

背景技术

[0004] 可穿戴设备正在体育、医疗和量化自我(quantified self)领域中迅速变得流行。然而,所有可穿戴设备固有的问题是无缝地融入到用户的日常生活中的能力,因此大多数这些设备不能够被持续使用。影响长期参与度(engagement)的重要因素是生活方式兼容性,因此用户需要将取下设备以使其充电或同步的次数具有很大影响。附加的因素是该设备和用户从穿戴的该设备所接收的个人数据的质量。

[0005] 用于监测心率和生理度量或参数的可穿戴设备已经变得对数字医疗、健身和健康监测领域必不可少。根据2013年进行的一项互联网调查,18岁以上的美国消费者中有十分之一拥有活动追踪器,且存在证据证明对可穿戴设备的需求增加。伴随此需求发生的是向用户提供能够在几乎任何环境中准确地起作用并且无缝地融入到日常生活中的设备的挑战。拥有可穿戴设备的美国消费者中有三分之一在接收该设备之后六个月停止使用该设备,因此需要改善长期的参与度和使用。用户越频繁地取下可穿戴设备以使其充电,他或她就越有可能放弃该设备。此外,可穿戴设备必须为用户提供具有洞察力且增加价值的高质量信息,以增加持续使用的可能性。

[0006] 虽然基于加速度计传感器读数的活动追踪器可以提供电池寿命的天数,但是用户从设备接收的信息常常被限制于日常活动、步数和睡眠数据。信息的准确度也是有限的,因为这样的信息是基于机械信号的。与此相反,采用测量生理参数(诸如,心率)的传感器的可穿戴设备常常需要更多功率,但是可以为用户提供准确且有意义的生理度量或参数。因此,在使用提供有限信息的低功率传感器和提供准确且有效的数据(假设有方法校正运动伪像)的高功率传感器之间存在折衷。

[0007] 基于运动数据调整功率模式已经被用于执行多种功能(诸如,访问互联网、执行游戏应用、播放音乐和视频以及提供传统移动电话功能)的可穿戴计算设备(US 9,009,516)。在此情况下,功率调整的主要目的是根据运动数据阈值,通过在第一功率模式和第二功率模式下操作来减少这样的设备的显示器所使用的功率的量。就测量生理度量的可穿戴设备而言,运动信号提供关于信号的可能质量的重要信息来源。在一些情况下,该方法将在检测到过度运动条件时关闭特定传感器或完全丢弃信号(EP 2,614,771)。另一种方法是使用一个传感器信道的信号质量估计或可靠性因子来确定是否应关闭这些信道(WO 2014/

184447)。替代地,无源电路可以提供补偿机制,当主要传感器没有提供令人满意的测量时,则依赖于该补偿机制。在该情况下,当环境影响和其他改变影响其他传感器测量时,补偿传感器可以被激活(US 2005/0192488)。然而,这样的方法没有考虑到这样的策略的功耗缺陷。

[0008] 可穿戴设备具有实现与需要昂贵且非便携式装备的传统手段相关联的准确度水平的潜力。可以被采用以实现此目的的典型方法包括用来检测组织的微血管床中的血液容量改变的光学传感器技术和监测电磁场与生物组织之间的相互作用的生物电方法。光学体积描记术(PPG)是一种光学方法,该方法已经被广泛用于在临床环境中测量心血管参数。简言之,此技术涉及用光源照射皮肤并且用光电二极管测量光量(透射的或反射的),以检测动脉血液容量的改变。在可穿戴PPG监视器领域已经存在许多专利(US 2014/0107493、US 8,920,332、US 8,934,952、WO 2014/184447),其中一些专注于从这样的设备获得的信号的运动伪像校正(US 2014/0213863、WO 2015/102589)。当试图使用PPG获得准确的心率读数时,运动伪像是限制因素,因此这是可穿戴PPG设备的必要功能。虽然节能灯泡(诸如,发光二极管(LED))已经超越了传统的白炽灯泡,但是这些灯泡仍然比基于非光学的生物传感器消耗更多的能量。然而,存在可以用来监测生理参数的可靠且能量消耗较少的方法。

[0009] 被定义为由活体组织(诸如,神经和肌肉)生成的电流的生物电是便携式生物医疗仪器所利用的现象。心电图器(ECG)是利用心脏肌肉的动作电位的生物电仪器的已知实施例。放置在皮肤表面上的电极可以基于接收的ECG信号来测量心率和与其他心脏相关的度量。由活体组织生成的生物电可以达到对于将生物电活动作为目标的传感器而言足够的小驱动电压,从而使得这样的设备能够是便携式的。虽然被证明产生准确的结果,但是如果连续穿戴,可穿戴的基于ECG的胸带可能导致受试者不适。类似地,肌电描记术(EMG)是一种用来记录由骨骼肌产生的电活动的技术,因此是为了医疗用途而如何利用生物电的另一实例。其他设备依赖身体的皮肤电反应(GSR),且这可以使用GSR传感器来测量,所述GSR传感器检测皮肤的电导率。皮肤的电导率根据所产生的汗液的量而变化,且这可以通过两个电极之间的电阻来记录。虽然ECG方法和EMG方法利用身体的生物电活动并且测量身体的继承动作电位,但是这些方法没有引入外部电流。多种技术(诸如,GSR)是不同的,因为它们经由施加的电流所得到的电阻获得生理信息。

[0010] 生物电阻抗分析(BIA)是通过在两个有源阻抗电极之间传递电流并且测量两个无源阻抗电极之间的电位差的、对抗施加的电流通过组织的流动的量度(measure)。BIA是一种引人注目的便携式健康监测技术,因为BIA是非侵入式的并且具有低能量消耗率。BIA是可穿戴设备中用于确定呼吸率(US 8,292,820、EP 2,614,771)、心率和与其他衍生的生理参数(EP 2,614,771)的技术。然而,运动伪像阻碍BIA的功能并且导致较差的信号质量。生物阻抗传感器与其他生理传感器的组合也已经被用于确定那些难以用单个传感器测量并且先前只能使用侵入式措施所得到的生理度量或参数(US 2014/0249432、US 2005/0192488)。为了传感器选择的最大灵活性,这些传感器到处理器的选择性连接形成这样的方法的一部分。然而,这些方法不依赖于用户的活动(US 2005/0192488)。

[0011] 附加的心率监测技术包括投影心搏描记术(BCG)(US 8,870,780)和压电传感器(US 2014/0128753)。BCG是测量在心跳期间由于血液排出到血管内而施加的冲击力(ballistic force)的技术,而压电传感器也可以通过测量由心脏脉搏引起的传感器的拉

伸改变来检测心率信号。这两种传感器都在休息时提供良好的心率信号。然而,这些传感器极其易于产生运动伪像,因此在运动中不能提供令人满意的结果。

[0012] 最后,来自上文所提及的传感器的生理信号(诸如,心率)以及加速度计数据或运动数据的组合是强大的组合,因为此结合可以提供用户活动的解释以及他或她的行为的模型。例如,确定用户何时正在睡觉或锻炼的能力可以在观察到心率和加速度信号的减少或心率和加速度信号的增加时在心率和加速度信号中显而易见。

[0013] 以上信息仅作为背景信息呈现,以帮助理解本公开内容。值得注意的是,尚未确定且没有断言任何以上所述是否可适用作为关于本公开内容的现有技术。然而,考虑到这些参考文献,显然仍然需要提供一种允许可穿戴设备节约电力同时仍然向用户提供准确且高质量的数据或信息的方法。

发明内容

[0014] 本发明提供了一种以节能的方式用可穿戴设备测量生理参数的系统和方法。所述系统和方法利用低能量传感器的特性以及个人在低活动水平下所花费的时间。本发明的目的不仅是为了节省电力,而且是为了维持与高能量传感器相关联的准确度水平。这是通过集成切换机构来实现的,所述切换机构使得所述系统能够通过交替的运动校正策略来在不同的能量效率的传感器之间交替。另外,所述切换机构允许在运动传感器本身的不同采样频率之间交替。

[0015] 本发明的系统包括至少一个低能量传感器和至少一个高能量传感器的组合,所述至少一个低能量传感器和所述至少一个高能量传感器以串联方式运行并且分别测量来自人类受试者的原始第一生理信号和原始第二生理信号。低能量第一生理传感器和高能量第二生理传感器都具有提供用来确定相同生理参数的生理信号的能力,所述生理参数可以包括心率、心率变异性 and 呼吸率。另外,所述系统包括:至少一个运动传感器,从所述运动传感器测量原始运动参考信号;以及至少一个微处理器,所述至少一个微处理器执行对所述低能量传感器和所述高能量传感器的选择性控制、对所述运动传感器的采样频率的选择性控制以及选择性运动校正处理。所述高能量传感器和所述低能量传感器在用户活动水平评估的改变期间可以具有激活重叠。根据使用所述运动传感器测量的原始运动参考信号或根据嵌入在原始第二生理信号中的运动相关分量来评估活动。根据所述低能量传感器或所述高能量传感器的激活,所采样的原始生理信号或经处理的生理信号经历不同的处理,以校正运动并且随后确定生理参数。所述生理监测系统还包括用于将生理信号或生理参数或其任何组合传输到移动技术和互联网技术的装置。本发明克服了与能量消耗、可穿戴健康监测设备的相关联的数据收集能力从而这样的设备的长期参与度相关联的问题和障碍。

[0016] 当结合附图和所附权利要求考虑本发明的以下详细描述时,其他目的、特征和优点将变得明显。

附图说明

[0017] 图1是根据本发明的生理监测系统的示意性表示。

[0018] 图2是根据本发明的生理监测系统的第一实施方案的示意性表示。

[0019] 图3是根据本发明的生理监测系统的第二实施方案的示意性表示。

具体实施方式

[0020] 详细描述和附图解释了本发明的图1和图2A的生理监测系统100以及图1和图2B的生理监测系统100'的不同方面。所述描述和附图用于帮助本领域技术人员充分理解本发明且不意在限制本发明的范围。所述方法和系统不限于具体方法、具体部件或特定实施方式。所使用的术语仅用于描述特定方面的目的,且术语不意在是限制性的。如在说明书和所附权利要求书中所使用的,词语“包括(comprise)”以及该词语的变化(诸如“包括(comprising)”和“包括(comprises)”)意味着包括但不限于并且不意在排除例如其他部件或步骤。“示例性的”意指实施例并且不意在传达优选或理想实施方案的指示。“诸如”不是在限制性意义上使用,而是出于解释性目的使用。除非内容另外明确指示,否则单数形式“一”、“一个”和“该”也包括多个元件。

[0021] 参考图1,生理监测系统100包括在移动技术和互联网技术背景下的可穿戴设备101。可穿戴设备101包括传感器,所述传感器用于对来自人类受试者的生理参数和运动参数进行采样,从而获得生理参数(诸如,心率、心脏变异性 and 呼吸率)。可穿戴设备101的传感器包括至少一个低能量传感器106和至少一个高能量传感器104。低能量传感器106可以是包括至少两对电极102和103的BIA传感器,且高能量传感器104可以是PPG传感器。

[0022] PPG传感器(诸如,高能量传感器104)能够监测生理参数。然而,用于PPG高能量传感器104的LED 112提供低能量效率。当适当的电压被施加到PPG高能量传感器104的LED 112时,来自所施加的电流的电子与PPG高能量传感器104内的电子空穴重新结合,从而以光子的形式释放能量。所述光子由光电二极管114检测,从而捕获已经从皮肤组织反射回的一部分发射光。因此,与BIA低能量传感器106利用的能量相比,PPG高能量传感器104将利用更多能量。PPG高能量传感器104的LED 112可以发射不同的波长,用于通过光电二极管114选择性地检测已经从皮肤组织反射回的一部分发射光。

[0023] BIA传感器(诸如,低能量传感器106)可以包括一对有源阻抗电极102和一对无源阻抗电极103,所述有源阻抗电极102向人类受试者的组织施加电流,所述无源阻抗电极103接收基于所述组织的阻抗的信号。然而,BIA低能量传感器106的缺点是它极其易受运动伪像的影响,且只能够在人类受试者不运动时才被有效地用于生理信号采样。既通过高能量传感器104的光电二极管114接收又通过低能量传感器106的无源阻抗电极103接收的信号的变化表示相同的生理参数,所述生理参数可以包括心率、心率变异性 and 呼吸率。

[0024] 另外,生理监测系统100包括纳入可穿戴设备101内的至少一个运动传感器105。运动传感器105可以是基于压电的加速度计或基于光学的运动传感器。在基于光学的运动传感器用于实施运动传感器105的情况下,使用可以与由PPG高能量传感器104所使用的LED 112具有不同的波长的光源。运动传感器105被纳入到可穿戴设备101的带116内。本发明的可穿戴设备101可选地含有显示单元(未示出),并且能够将数据传输到移动设备110或互联网107或其组合。可以在服务器108上存储并且进一步处理所述数据以供将来使用,且可以在计算机平台(诸如,个人计算机109、移动设备110和可穿戴设备101或其任何组合)上查看所述数据。

[0025] 图2A是例示了本发明的生理监测系统100的一个实施方案的示意性表示。当高能量传感器104被激活时,高能量传感器104测量人类受试者的至少一个原始第二生理参数,

且在线路204上输出原始第二生理传感器信号。当高能量传感器104被初始激活时,运动传感器105也被激活并且测量人类受试者的运动且在线路205上输出原始运动参考信号。线路205上的原始运动参考信号由模式选择器208接收。模式选择器208包括模式选择器算法模块217和切换机构216。模式选择器算法模块217处理线路205上的原始运动参考信号,从而控制切换机构216。进而,切换机构216通过线路231上的高能量控制信号激活高能量传感器104或通过线路228上的低能量控制信号控制低能量传感器106。特别地,模式选择器算法模块217根据如通过运动传感器105测量的人类受试者的活动水平来选择高能量传感器104或低能量传感器106。当低能量传感器106被激活时,生理监测系统100以第一模式操作,且当高能量传感器104被激活时,生理监测系统100以第二模式操作。

[0026] 模式选择器算法模块217中的模式选择器算法利用:(a)如通过运动传感器105所测量的运动参考信号(线路205),(b)低能量传感器106的信号质量度量(当可获得时),以及(c)高能量传感器104的信号质量度量。关于运动参考信号(线路205),模式选择器算法可以依赖于加速度的某个运动阈值,其中运动传感器105包括加速度计。许多其他选项(诸如,陀螺仪)也可以用于运动传感器105。

[0027] 当生理监测系统100处于低能量状态时,且当运动参考信号205低于运动阈值并且高于低能量传感器106的质量度量阈值时,模式选择器算法(模块217)保持生理监测系统100处于低能量状态且不使切换机构216参与。当首次超过运动参考信号205的运动阈值时,生理监测系统100暂时开始对高能量传感器信号204进行采样,等待低能量传感器106的质量度量在该质量度量与低能量信号质量阈值相交时的减少,为来自高能量传感器104的更多噪声数据作准备。其原因在于,识别运动的延迟比生理监测系统对质量改变进行量化的能力更快,所述质量改变需要运行数据来计算低能量传感器106的质量度量,而不是如由加速度计读数所例示的单个读数。因此,如果生理系统100致力于切换,则高能量传感器104和运动传感器105在此不确定性数据时段中是有用的。如果未与低能量传感器106的质量度量阈值相交,则高能量传感器信号(线路204)再次被去激活。然而,如果低能量传感器106的信号质量度量下降到低于质量阈值(在已经达到或未达到运动阈值的情况下),生理监测系统100激活高能量传感器104并且开始使用来自运动传感器105的数据进行运动补偿。高能量传感器104的信号质量度量然后被用来连续地评估补偿信号的质量。在模式选择器算法217的此高能量状态中,低能量传感器106可以被暂时去激活。当处于高能量状态并且当超过高能量传感器104的信号质量度量的质量阈值(通常高值指示优异的信号质量)时,生理监测系统100可以再次激活并且计算低能量传感器106的质量度量,以确定生理监测系统100是否可以安全地返回到低能量状态并且将高能量传感器104去激活。关于质量阈值和运动阈值之间的关系的信息也可以被用来动态地训练生理监测系统100,以根据特定应用中这两个因子的相对权重来优化能量消耗和集成信号质量。

[0028] 在生理监测系统100的第一低能量模式下,低能量传感器106测量原始第一生理参数并且在线路206上输出原始第一生理传感器信号。另外,在第一低能量模式下,人类受试者的低水平活动由运动传感器105的相当低的采样频率表征。在与人类受试者的高水平活动相关的第二高能量模式下,该第二模式由运动传感器105的相当高的采样频率表征。采样频率是基于与人类受试者的活动水平相关的线路205上的原始运动参考信号确定的。基于来自线路205上的原始运动参考信号的信息,模式选择器208的模式选择器算法模块217选

择来自高能量传感器104的原始第二生理传感器信号(线路204)或来自低能量传感器106的原始第一生理传感器信号(线路206)。为了确定生理参数(包括但不限于心率、心率变异性或呼吸率或其任何组合),原始第一生理传感器信号(线路206)、原始第二生理传感器信号(线路204)和原始运动参考信号(线路205)分别由微处理器209的信号处理单元226、224和225处理成数字信号,从而产生经处理的第一生理传感器信号(线路246)、经处理的第二生理传感器信号(线路244)和经处理的运动参考传感器信号(线路245)。除了评估人类受试者的活动状态之外,测量原始运动参考信号(线路205)或经处理的运动参考信号(线路245),以补偿由于人类受试者运动所造成的原始第二生理传感器信号(线路204)或经处理的第二生理传感器信号(线路244)中的失真。

[0029] 微处理器209还包括高能量算法模块234,该高能量算法模块234允许从原始第二生理传感器信号(线路204)或从经处理的第二生理传感器信号(线路244)减去经处理的运动参考信号(线路245),以产生经运动校正的第二生理传感器信号(线路250)。所述运动补偿方法可以包括在时域或频域内对运动信号(线路245)和生理信号(线路244)求导数,且从一个中减去另一个。此经运动校正的第二生理传感器信号(线路250)随后被用来确定至少一个生理参数,包括但不限于心率、心率变异性及呼吸率。

[0030] 另外,微处理器209包括低能量算法模块236。在校正运动的情况下或在没有校正运动的情况下,低能量算法模块236从原始第一生理传感器信号(线路206)或经处理的第一生理传感器信号(线路246)导出生理参数。在原始第一生理传感器信号(线路206)需要运动校正的情况下,低能量算法模块236可以在时域或频域内对运动参考信号(原始的或经处理的)和第一生理传感器信号(原始的或经处理的)求导数,且从一个中减去另一个。经运动校正的第一生理传感器信号随后被用来确定至少一个生理参数,包括但不限于心率、心率变异性及呼吸率。

[0031] 图2B是例示了根据本发明的用于生理监测的生理监测系统的另一实施方案的示意性表示。生理监测系统100'包括图2A中例示的生理监测系统100的许多相同元件和连接。因此,在图2B中使用与图2A中相同的附图标记。

[0032] 在启动之后,高能量传感器104被激活,以测量至少一个生理参数并且在线路204上产生原始第二生理传感器信号。该原始第二生理传感器信号(线路204)可以包括线路203上的运动相关分量。所述运动相关分量由生物运动伪像(诸如,人类受试者的身体内的静脉血液移动和其他光散射)造成。因此,多波长方法对于确定何时需要对原始第二生理传感器信号(线路204)中的这些生物运动效果进行运动校正而不诉诸于加速度计数据会是有益的。使用矢量映射和矩阵求逆,可以从表示原始第二生理传感器信号(线路204)的生理参数(诸如但不限于心率)的矢量减去表示原始第二生理传感器信号(线路204)中的上文提及的生物运动分量(线路203)的矢量,以提供经运动补偿的原始高能量传感器信号。当生理监测系统100'使用多个高能量传感器时,遵循此方法。

[0033] 当高能量传感器104被初始激活时,运动传感器105也被激活并且在线路205上输出原始运动参考信号。该原始运动参考信号(线路205)或嵌入在原始第二生理传感器信号中的运动相关分量(线路203)通过模式选择器208中的模式选择器算法(模块217)处理。通过处理原始运动参考信号(线路205)或嵌入在原始第二生理传感器信号中的运动相关分量(线路203),当人类受试者的活动水平为低时,模式选择器算法217通过切换机构216使模式

选择器208供电并且随后激活低能量传感器106。当人类受试者的活动水平为高时,仅原始运动参考信号(线路205)由模式选择器算法(模块217)使用,以通过切换机构216和线路231上的高能量传感器控制信号使模式选择器208供电并且随后激活高能量传感器104。考虑到人类受试者的活动水平,切换机构216允许在低能量传感器106和高能量传感器104之间的交替。当低能量传感器106被激活时,生理监测系统100'以第一低能量模式操作,且当高能量传感器104被激活时,生理监测系统100'以第二高能量模式操作。第一低能量模式还包括运动传感器105的相当低的采样频率,且第二高能量模式还包括如由原始运动参考信号(线路205)或嵌入在原始第二生理传感器信号(线路204)中的运动相关分量(线路203)确定的运动传感器105的相当高的采样频率。

[0034] 在生理监测系统100'的此实施方案中,模式选择器208中的模式选择器算法模块217选择哪个生理信号(第一生理传感器信号(线路206)或第二生理传感器信号(线路204))被连接到接收设备207。因此,所选择的生理信号从而基于来自原始运动参考信号(线路205)或嵌入在原始第二生理传感器信号(线路204)中的运动相关分量(线路203)的信息。为了确定生理参数,包括但不限于心率、心率变异性或呼吸率或其任何组合,原始运动参考信号(线路205)、原始第二生理传感器信号(线路204)和原始第一生理传感器信号(线路206)可以分别由微控制器209的信号处理单元225、224和226处理成数字信号,以产生经处理的运动参考传感器信号(线路245)、经处理的第二生理传感器信号(线路244)和经处理的第一生理传感器信号(线路246)。除了评估活动状态之外,测量原始运动参考信号(线路205)和嵌入在原始第二生理传感器信号(线路204)中的运动相关分量(线路203),以补偿由于运动所造成的原始第二生理传感器信号(线路204)或经处理的第二生理传感器信号(线路244)中的失真。因此,微控制器209还包括高能量算法模块234,该高能量算法模块234允许从原始第二生理传感器信号(线路204)或经处理的第二生理传感器信号(线路244)减去线路245上的经处理的运动参考传感器信号,以在线路250上产生经运动校正的第二生理传感器信号。该运动补偿方法可以包括在时域或频域内对经处理的运动参考信号(线路245)和经处理的第二生理传感器信号(线路244)求导数,且从一个中减去另一个。此经运动校正的第二生理传感器信号(线路250)随后被用来确定至少一个生理参数,包括但不限于心率、心率变异性或呼吸率。另外,低能量算法模块236也是微控制器209的一个特征,且在校正运动的情况下或在没有校正运动的情况下,从原始第一生理传感器信号(线路206)或经处理的第一生理传感器信号(线路246)导出生理参数。尽管在图2B中未示出,但是可以在低能量算法模块236处通过在时域或频域内对经处理的运动参考信号(线路245)和经处理的第一生理传感器信号(线路246)求导数且从一个中减去另一个来实现运动校正。此经运动校正的第一生理传感器信号(线路252)随后被用来确定至少一个生理参数,包括但不限于心率、心率变异性或呼吸率。

[0035] 在一个优选实施方案中,高能量传感器104和低能量传感器106的交替或组合激活取决于人类受试者的活动水平。图3表示示出了低能量传感器106和高能量传感器104的激活之间的转变的示意图。为高能量传感器104设置了用户活动水平阈值302,且为低能量传感器106设置了用户活动水平阈值301。另外,为了确保检测到的运动水平或运动缺乏不是短暂的,两个生理传感器104和106在两个传感器104和106中的一个断电之前的短时段303内同时保持有效。在一个优选实施方案中,当人类受试者处于安静状态或低活动状态(诸如

但不限于睡眠或久坐行为)时,低能量传感器106被激活,且生理监测系统100处于第一模式。低能量传感器106可以是BIA传感器。低能量BIA传感器106是在没有运动或有很少运动的时段期间激活的理想传感器,因为低能量BIA传感器106比高能量PPG传感器104需要更少的功率。然而,BIA传感器106本质上比PPG传感器104更易受运动影响。BIA传感器106仅在低用户活动时段期间是准确的。因此,在低活动时段期间,BIA传感器106通常不需要信号运动校正。当人类受试者开始移动且运动传感器105的原始参考运动信号(线路205,图2A)达到活动阈值302时,高能量PPG传感器104被激活。在时段303内,低能量BIA传感器106和高能量PPG传感器104都被激活,以确保从一个传感器到另一个传感器的稳定激活转变。在此时段303期间,原始参考运动信号(线路205)或嵌入在原始第二生理传感器信号(线路204)中的运动相关分量(线路203)被评估,以确保活动水平已经保持高于阈值302。在转变时段303结束时,低能量BIA传感器106被关闭,因此对原始第一生理传感器信号(线路206)的采样停止,且高能量PPG传感器104继续对原始第二生理传感器信号(线路204)进行采样。原始第二生理传感器信号(线路204)然后经历运动校正,以输出经运动校正的第二生理传感器信号(线路250)。当已经发生到高能量PPG传感器104的转变时,微处理器209同时将运动传感器105从低频率采样模式切换到高频率采样模式,因为所生成的原始运动参考信号(线路205)被用于运动校正。如果人类受试者再次转变到久坐状态,则原始运动参考信号(线路205)或嵌入在原始第二生理传感器信号(线路204)中的运动相关分量(线路203)的活动将落到活动阈值301以下。此情况将再一次触发低能量BIA传感器106和高能量PPG传感器104的同时激活持续时段303,以确保稳定。在此稳定时段303期间,原始运动参考信号(线路205)和嵌入在原始第二生理传感器信号(线路204)中的运动相关分量(线路203)都将被用来评估用户活动的水平是否保持低于阈值301。在稳定时段303之后,微处理器将关闭高能量PPG传感器104,因此对原始第二生理传感器信号(线路204)的采样将停止。在低活动期间,低能量BIA传感器106将继续对原始第一生理传感器信号(线路106)进行采样。当已经发生到低能量BIA传感器106的转变时,该微处理器同时将运动传感器105从高频采样切换到低频采样,因为原始运动参考信号不被用于运动校正。

[0036] 在本发明的另一实施方案中,低能量传感器106是BCG传感器或压电传感器,且高能量传感器104是PPG传感器。BCG传感器或压电传感器执行与如上文所描述的BIA传感器以及运动传感器105或嵌入在来自高能量传感器104的原始第二生理传感器信号(线路204)中的运动相关分量(线路203)相同的功能。这样的传感器可以被用来激活用于低能量传感器106的低采样频率和用于高能量传感器104的高采样频率之间的切换,如上文所描述的。BCG传感器和压电传感器在具有很少运动的休息条件下最佳地运转,并且比PPG传感器消耗更少的能量。

[0037] 在一个优选实施方案中,从低能量传感器106和高能量传感器104以及运动传感器105所收集的数据被用在用户行为的模型中。结合加速度或活动数据使用生理数据(诸如但不限于心率、心率变异性 and 呼吸率)的能力可以成为评估和预测个人如何度过他们的一天的有力工具。能够预测此类型的信息可以有助于了解激活该系统的哪些传感器,以最节能并且根据用户的行为提供最准确的结果。

[0038] 在一个优选实施方案中,模型可以预测用户在给定时间时最可能处于睡眠中,这是考虑到由那个个体所捕获的所有先前捕获的生理数据和活动数据。因此,从该模型生成

的此信息可以通知该系统在这些时段期间激活低能量传感器,因为预测的是用户将不活动。以此方式,可以实现最节能的解决方案。

[0039] 虽然已经参考本发明的优选实施方案描述了本发明,但是应理解,可以在本文描述的和所附权利要求中描述的本发明的精神和范围内做出变化和修改。

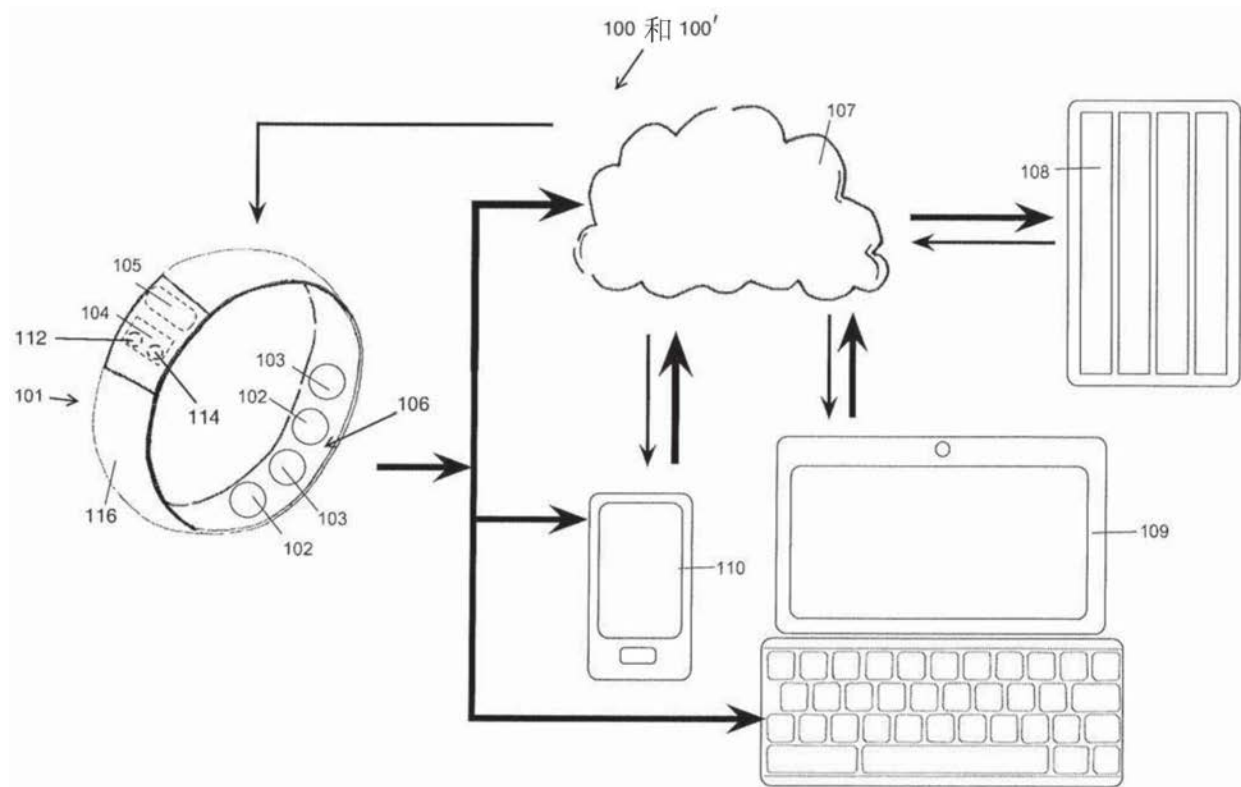


图1

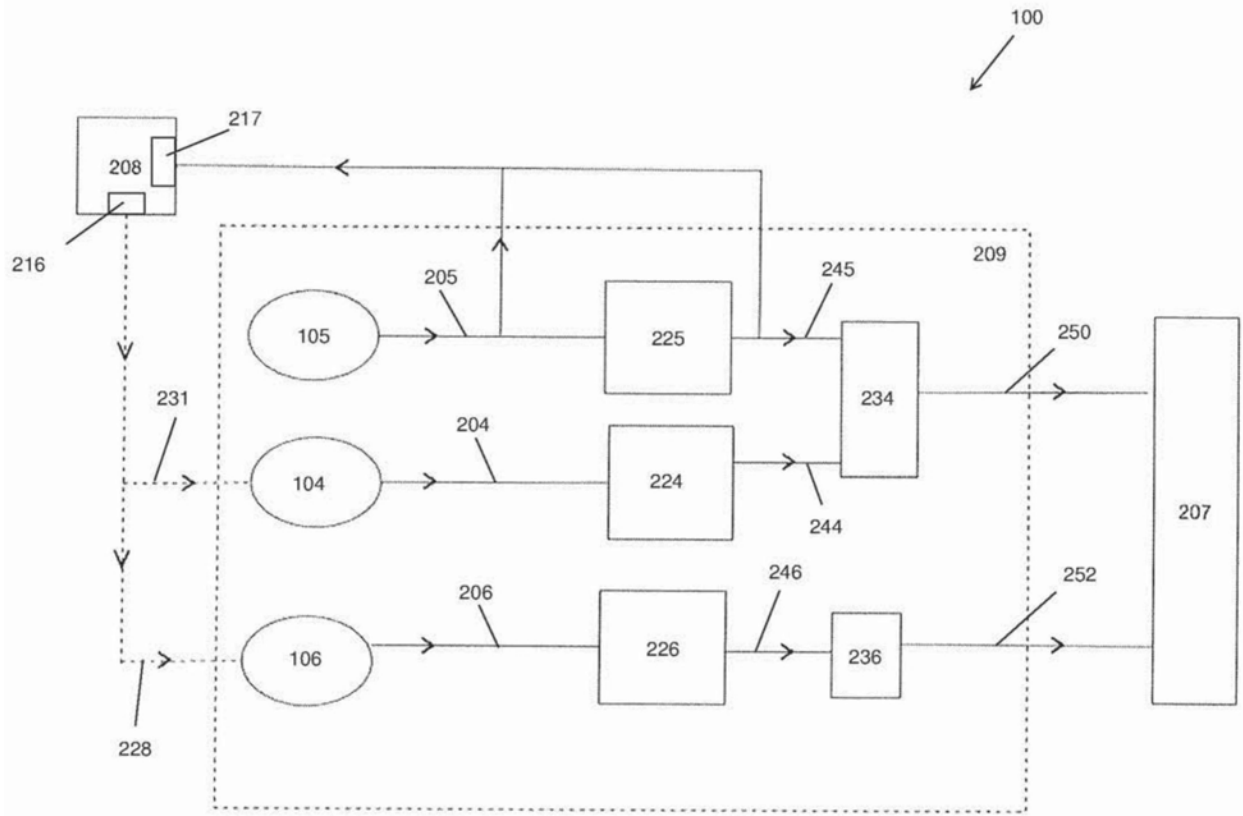


图2A

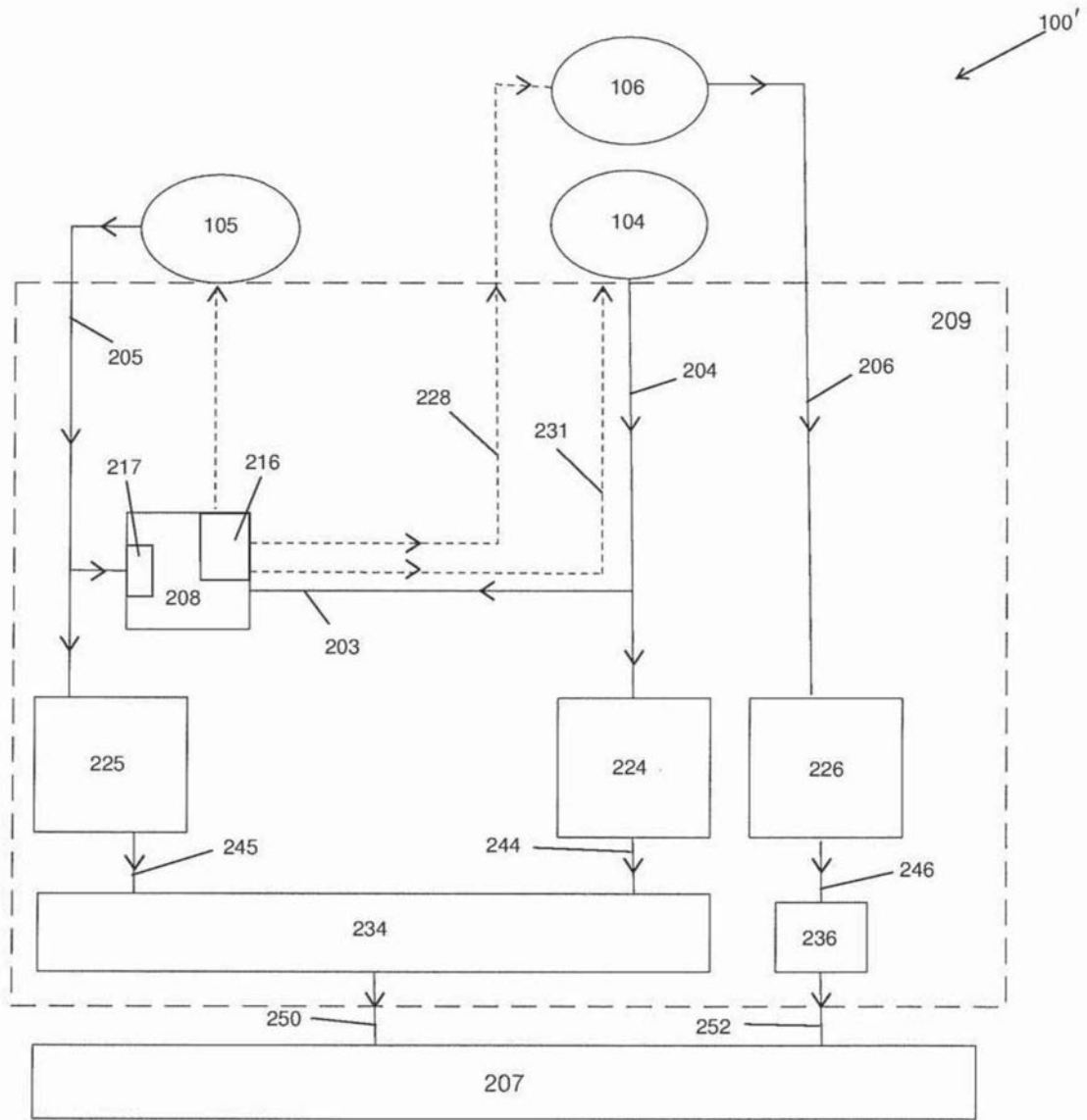


图2B

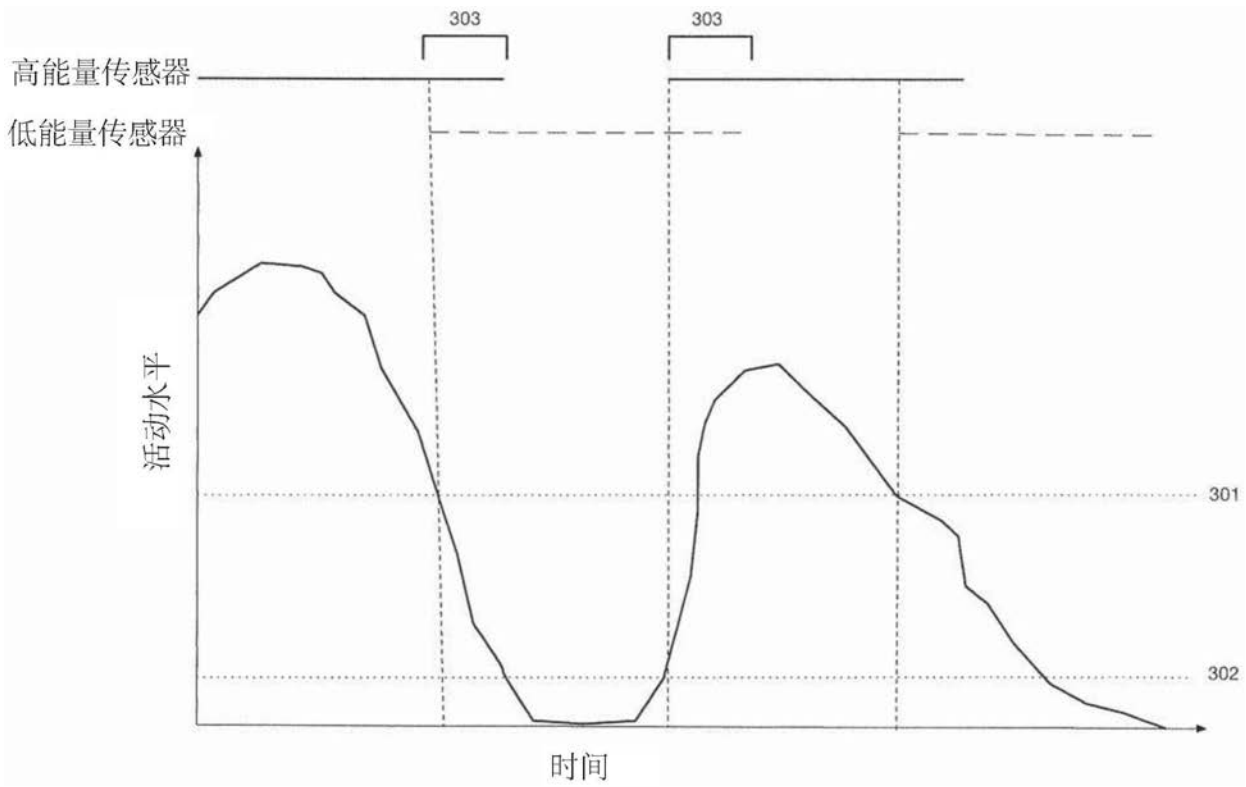


图3

专利名称(译)	用于生理监测的节能系统和方法		
公开(公告)号	CN108882847A	公开(公告)日	2018-11-23
申请号	CN201680078096.0	申请日	2016-11-04
[标]发明人	劳伦斯理查德奥利弗 弗朗哥鲍尔杜普瑞兹 沙恩那哥简哈雷		
发明人	劳伦斯·理查德·奥利弗 弗朗哥·鲍尔·杜普瑞兹 沙恩那哥·简·哈雷		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/721 A61B5/0022 A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/053 A61B5/0816 A61B5/1102 A61B5/1118 A61B5/681 A61B5/7239 A61B5/7267 A61B8/00 A61B2560/0209 A61B2562/0219 A61B2562/0238 G16H40/67		
代理人(译)	陈璐		
优先权	62/252024 2015-11-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种生理监测系统和方法，使用第一低能量生理传感器产生第一生理传感器信号且使用高能量生理传感器产生第二生理传感器信号来确定至少一个生理参数。运动传感器产生运动参考信号，模式选择器开关使用所述运动参考信号来选择所述第一低能量生理传感器或所述第二高能量生理传感器。替代地，模式选择器开关使用嵌入在第二生理传感器信号中的运动相关分量来选择所述第一低能量传感器或所述第二高能量传感器。

