



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101969850 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 200980108922. 1

(22) 申请日 2009. 03. 05

(30) 优先权数据

08152729. 3 2008. 03. 14 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 09. 14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2009/050905 2009. 03. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/112983 EN 2009. 09. 17

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 R·M·阿尔茨 M·T·约翰逊

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 周红力 刘鹏

(51) Int. Cl.

A61B 5/18(2006. 01)

G08B 21/06(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(56) 对比文件

DE 102005035850 A1, 2007. 02. 01, 权利要求 1 - 2.

US 2007/0007067 A1, 2007. 01. 11, 说明书第 0022-0023 段, 附图 1 - 2.

US 6097295 A, 2000. 08. 01, 附图 3 和说明书第 1 栏第 9 - 20 行, 说明书摘要, 第 4 栏第 12 - 54 行, 第 4 栏第 55 - 61 行, 第 5 栏第 52 - 56 行.

审查员 於锦

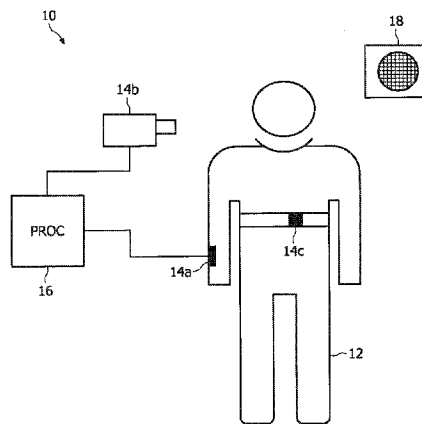
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54) 发明名称

用于维持对象的状态的方法和系统

(57) 摘要

一种维持对象的状态的方法包括:测量对象的一个或多个生理参数;使用测量的参数计算一定值;确定是否计算的值低于下阈值或高于上阈值;以及如果计算的值被确定为低于下阈值或高于上阈值,则产生到对象的输出。在一个实施例中,产生到对象的输出包括在所述计算的值被确定为低于下阈值的情况下产生第一输出并且在所述计算的值被确定为高于上阈值的情况下产生第二输出,第二输出不同于第一输出。



1. 一种维持对象 (12) 的情感状态的方法,所述情感状态包括期望的呼吸速率,包括:

- 测量对象 (12) 的心率参数,
- 使用测量的心率参数计算代表对象 (12) 的放松状态的值 (26),
- 确定是否计算的值 (26) 低于下阈值 (20) 或高于上阈值 (22),其中下阈值 (20) 代表允许对象 (12) 达到且对象 (12) 变得太放松所在的下限并且其中上阈值 (22) 代表对象 (12) 被允许且对象 (12) 变得太激动所在的最大警惕性,

- 产生到对象 (12) 的输出,其包括在计算的值 (26) 被确定为低于下阈值 (20) 的情况下产生用于开始降低放松的第一输出以及在计算的值 (26) 被确定为高于上阈值 (22) 的情况下产生用于开始增加放松的第二输出,第二输出不同于第一输出;以及

- 将对象 (12) 的所述测量的心率参数映射成标度 (24),其中计算的值 (26) 包括标度 (24) 上的值 (26),并且其中计算的值是直接的物理测量结果;

其中输出设备包括汽车的汽车座椅的汽车安全带以及张紧设备,所述汽车安全带用于当对象坐在汽车中时约束对象的身体而所述张紧设备被配置用于重复地紧固或者松弛该汽车安全带以在该对象驾驶汽车时导致期望的呼吸速率。

2. 依照权利要求 1 的方法,其中产生的输出包括到对象 (12) 的直接物理反馈。

3. 依照权利要求 1 的方法,其中放松状态通过呼吸引导进行控制。

4. 一种用于维持对象 (12) 的情感状态的系统,包括:

- 一个或多个传感器 (14),其被设置成测量对象 (12) 的心率参数,

- 处理器 (16),其被设置成使用测量的心率参数计算代表对象 (12) 的放松状态的值 (26) 并且确定是否计算的值 (26) 低于下阈值 (20) 或高于上阈值 (22),其中下阈值 (20) 代表允许对象 (12) 达到且对象 (12) 变得太放松所在的下限并且其中上阈值 (22) 代表对象 (12) 被允许且对象 (12) 变得太激动所在的最大警惕性,以及

- 一个或多个输出设备 (18),其被设置成产生到对象的输出,其中输出设备 (18) 被设置成在计算的值 (26) 被确定为低于下阈值 (20) 的情况下产生用于开始降低放松的第一输出以及在计算的值 (26) 被确定为高于上阈值 (22) 的情况下产生用于开始增加放松的第二输出,第二输出不同于第一输出;

其中输出装置包括汽车的汽车座椅的汽车安全带以及张紧设备,所述汽车安全带用于当对象坐在汽车中时约束对象的身体而所述张紧设备被配置用于重复地紧固或者松弛该汽车安全带以在该对象驾驶汽车时导致期望的呼吸速率;以及

其中,所述处理器被设置用于将对象 (12) 的所测量的心率参数映射成标度 (24),并且其中计算的值 (26) 包括标度 (24) 上的值 (26),以及其中计算的值是直接的物理测量结果。

5. 依照权利要求 4 的系统,其中输出设备 (18) 被设置成向对象 (12) 提供直接物理反馈。

6. 依照权利要求 4 或 5 的系统,其中输出设备 (18) 包括用于对象 (12) 的一部分座位 (18b)。

7. 依照权利要求 4 或 5 的系统,其中输出设备 (18) 包括用于对象 (12) 的一部分方向盘 (18c)。

8. 依照权利要求 4 或 5 的系统,其中所述输出设备 (18) 被设置成输出振动。

9. 依照权利要求 4 或 5 的系统,其中所述输出设备 (18) 被设置成输出热脉冲。

10. 依照权利要求 4 或 5 的系统,其中输出设备 (18) 包括空调系统 (18d) 以及被设置成控制该空调系统 (18d) 的控制设备。

11. 依照权利要求 4 的系统,其中放松状态通过使用呼吸引导系统控制。

用于维持对象的状态的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及维持对象的状态,尤其是情感状态的方法和系统。在一个实施例中,本发明提供了具有上下阈值的情绪控制系统。

背景技术

[0002] 在医疗和安全环境中监视对象的生理参数是已知的。虽然旨在连续地提高用户的放松水平的若干产品可以获得(例如 RESPeRATE[®]、StressEraser),但是存在许多其中太放松可能危险的情形(例如操作危险机器),因为这可能导致用户入睡,或者走向危险的低水平警惕状态。这(次警惕性)是已知的问题并且存在防止其发生的方法(参见例如项目“AWAKE”,欧洲项目 IST-2000-28062, <http://www.awake-eu.org/objectives.html>)。然而,在更多的情况下,在其中人们不仅与机器交互而且与其他人交互(例如在驾驶、工作时,飞机驾驶员、火车司机、导购员或者银行中的柜台工作人员、地方议会、呼叫中心工作人员等等)的一般情形中,重要的是不仅保持警惕(即限制如上所述的放松量),而且避免变得太紧张或太激动,因为这也会限制个人最佳地发挥作用的能力。

[0003] 上面称为“RESPeRATE[®]”(参见例如网站 <http://www.resperate.com/>)的系统是一种便携式电子设备,其帮助对象通过设备引导的呼吸自然地降低其血压和紧张水平。该设备使用身体的自然倾向以遵循外部节奏,从而交互地引导用户将其呼吸速率降低到小于每分钟 10 次呼吸的“治疗区”。该系统是临床上被证明通过有节奏的呼吸治疗降低血压的唯一医疗设备并且在无需处方的情况下可供销售(无需处方可合法出售——OTC)。可操作来降低患者紧张的另一产品是 StressEraser(参见例如美国专利申请公开 US2005/0288601)。这两个产品旨在连续地降低紧张水平,并且因而不提供限制较低的紧张水平的设施——事实上,当使用这两种产品时,用户可能愉快地入睡。

[0004] 然而,在某些情况下(例如操作危险机器),不希望对象入睡:太松弛可能危险,因为这可能导致用户入睡。这可从上述欧洲项目“AWAKE”获悉。这个项目的目的是提供防止车辆司机入睡的系统。在这样的次警惕性的情况下,系统将依照估计的司机次警惕性状态并且也依照实际交通环境利用各种不同的警告水平向司机提供充分的警告。该系统将在所有高速公路情景中可靠且有效地工作。

[0005] 称为“司机告警系统”(也称为 DWS)的类似系统可以依照 AWAKE 警告类型使用声学的、视觉的和触觉的装置。声学警告包括提高司机警惕性的不同的警告音以及指示为什么激活警告的语音消息。警报的视觉元件位于演示车的后视镜处,或者位于卡车示范品的仪表板上的外盒处。这些设备也接纳智能卡读取器和系统的开/关按钮。触觉警告基于附接到安全带锁的振动设备。振动刺激可以沿着安全带完全感觉到。

[0006] 然而,不存在可以监视对象的状态并且响应该对象以便维持对象的特定状态而没有对象变得太激动或太放松的系统。

发明内容

[0007] 因此,本发明的目的是改进现有技术。

[0008] 依照本发明的第一方面,提供了一种维持对象的情感状态的方法,该方法包括:测量对象的一个或多个生理参数;使用测量的参数计算代表对象的放松状态的值;确定是否计算的值低于下阈值或高于上阈值,其中下阈值代表允许对象达到且对象变得太放松所在的下限并且其中上阈值代表对象被允许且对象变得太激动所在的最大警惕性;以及产生到对象的输出,其包括在计算的值被确定为低于下阈值的情况下产生用于开始降低放松的第一输出以及在计算的值被确定为高于上阈值的情况下产生用于开始增加放松的第二输出,第二输出不同于第一输出。

[0009] 依照本发明的第二方面,提供了一种用于维持对象的情感状态的系统,该系统包括:一个或多个传感器,其被设置成测量对象的一个或多个生理参数;处理器,其被设置成使用测量的参数计算代表对象的放松状态的值并且确定是否计算的值低于下阈值或高于上阈值,其中下阈值代表允许对象达到且对象变得太放松所在的下限并且其中上阈值代表对象被允许且对象变得太激动所在的最大警惕性;以及一个或多个输出设备,其被设置成产生到对象的输出,其中输出设备被设置成在计算的值被确定为低于下阈值的情况下产生用于开始降低放松的第一输出以及在计算的值被确定为高于上阈值的情况下产生用于开始增加放松的第二输出,第二输出不同于第一输出。

[0010] 由于本发明,有可能提供一种监视对象并且在他们被认为已经充分偏离希望的状态的情况下(而不管这是因为对象变得太激动还是太放松引起的)向对象提供指示的系统。所述系统和方法被提供来在诸如驾驶之类的情形下帮助用户保持在由下阈值和上阈值限定的情感状态(例如放松或觉醒)区中。虽然本文中的许多实例将针对用户在驾驶情形中的放松状态而提供,但是应当清楚的是,本发明可以有利地应用于许多其他情形(如上面针对现有技术而列出的)以及用于许多其他情感状态(例如恐惧、愤怒、惊奇、厌倦、厌恶、幸福等等)。

[0011] 依照本发明,输出设备被设置成在所述计算的值被确定为低于下阈值的情况下产生用于开始降低放松的第一输出并且在所述计算的值被确定为高于上阈值的情况下产生用于开始增加放松的第二输出,第二输出不同于第一输出。所述系统可以在对象变得太疲倦的情况下提供适当的刺激,并且类似地,如果对象变得太警惕或紧张,那么可以使用不同的刺激。

[0012] 优选地,所述处理器被设置成将对象的所述一个或多个测量的生理参数映射成标度并且其中计算的值包括标度上的值。如果所述系统被配置成测量对象的单个参数,例如对象的心率,那么计算的值将是直接物理测量结果并且所述两个阈值可以是作为下阈值的80BPM以及作为上阈值的130BPM。所述系统被配置成无论何时测量的心率位于该范围之外,则向对象提供输出。

[0013] 然而,如果测量多个生理参数,例如心率、皮肤传导率和头部运动,那么这些物理测量结果可以映射到标度(例如放松标度),其实际上是潜在的物理数据的解释。该状态标度可以从1到10的简单标度,其中映射函数取所有的测量数据并且提供然后置于该标度上的值。用来确定是否向对象提供输出的阈值是该标度上的水平。这允许在针对是否向对象提供输出的决策过程中实现更大的灵活性。例如,心率可以用来确定标度上的高水平,由此更快的心率指示对象变得紧张。然而,如果测量的心率低于例如100BPM,那么这可能(依

照映射函数)不再具有到感知的标度的输入,并且头部运动或面部表情可以用来计算标度的低水平。

[0014] 此外,可能的是,一个阈值可以按照第一映射参数(例如放松)来描述,而另一个阈值由第二映射参数(例如愤怒)描述。显然,另外可能的是,可能需要不同生理参数或参数集合的测量以导出不同的映射参数。

[0015] 优选地,输出设备被设置成向对象提供直接物理反馈。在许多实施例中,希望的是向对象身体提供直接物理反馈以便激励来自对象的快速响应。例如,在被提供来确保司机保持警惕而不是紧张的系统,输出设备可以包括用于约束对象身体的带以及被设置成控制带的张紧度的张紧设备。这可以用来调控对象的呼吸,其在张紧设备的控制下使用安全带的张紧和松弛以调控对象呼吸的吸入和呼出动作。在车内实施例中,输出设备可以包括用于对象的座位的一部分,其也包括诸如安全带之类的座位安全性特征,和/或输出设备可以包括用于对象的方向盘的一部分。这些输出设备可以被设置成输出振动或者可替换地输出热脉冲。其他可能的车内解决方案包括包含空调系统以及被设置成控制该空调系统的控制设备的输出设备。该空调系统可以用来产生重复的线索以促进引导的呼吸,例如产生重复的空气阵风和/或重复的气味释放。有利的是,放松状态通过使用呼吸引导系统而进行控制。

附图说明

[0016] 现在将仅通过实例参照附图描述本发明的实施例,在附图中:

[0017] 图 1 为带有对象的系统的示意图,

[0018] 图 2 为图 1 系统利用两个阈值的操作的示意性表示,

[0019] 图 3 为自主心肺同步系统的示意图,

[0020] 图 4 为时序图,

[0021] 图 5 为另一时序图,以及

[0022] 图 6 为图 1 系统的第二实施例。

具体实施方式

[0023] 图 1 示出了用于维持对象 12 的状态的系统 10。系统 10 包括:传感器 14,其被设置成测量对象 12 的一个或多个生理参数;处理器 16,其被设置成使用测量的参数计算一定值并且确定是否计算的值低于下阈值或高于上阈值;以及输出设备 18,其被设置成在计算的值被确定为低于下阈值或高于上阈值的情况下,产生到对象 12 的输出。该图显示对象 12 被三个分开的传感器 14 监视。传感器 14a 为皮肤传导率测量设备,传感器 14b 为监视对象 12 的面部表情和头部位置的相机,并且传感器 14c 为保持在围绕对象胸腔的带的适当位置的无线心率监视器。传感器 14a 和 14c 可以被认为是直接测量对象 12 的生理参数的直接传感器,并且传感器 14b 是测量诸如对象 12 的面部表情之类的生理参数的间接传感器。其他间接生理传感器可以包括其中用户与用户接口交互的方式,例如用户抓住方向盘的压力。输出设备 18 是被设置成在处理器 16 的控制下向对象 18 输出音频指令的扬声器。

[0024] 图 2 示出了依照本发明一个实施例的系统 10 的操作的示意性表示,并且说明了系统 10 如何根据对象 12 的情感状态(即情绪水平)与对象 12 交互。在该特定实例中,按照

用户 12 在驾驶情形中的放松状态给出情感状态。下阈值 20 表示在向对象 12 提供输出之前允许对象 12 达到的下限。在这种情况下,下阈值 20 表示对象 12 在其驾驶时变得太放松,可能接近入睡。上阈值 22 表示在系统 10 将再次介入以试图使对象 12 平静之前允许对象 12 的最大警惕性。在上阈值 22 的情况下,一旦跨过该极限,则察觉对象太紧张或愤怒而不能以安全的方式驾驶其车辆。标度 24(其可以被认为是放松标度)表示对象 12 的可能放松状态的察觉范围,并且值 26 表明计算对象 12 达到的当前水平。该值 26 通过处理器 16 使用来自传感器 14 的数据而被计算。

[0025] 提供给对象 12 的输出可以采取许多不同的形式,并且可以是不同刺激(直接的和间接的)的组合。图 1 示出了扬声器的可能的使用。在下面描述的另一实施例中,考虑了一种有助于使用呼吸引导系统控制汽车司机 12 的放松水平的系统。用户接收的输出可以是已经存在的输出的适应性调整。在这种情况下,当超过任一阈值时,改变输出的水平。例如,如果用户正在听音频,那么当系统确定已经跨过阈值时他们接收的输出将是音频的音量变化。

[0026] 呼吸引导是改善某人的呼吸技术的方法。呼吸影响心率(HR)以及因而影响心率可变性(HRV)。HRV 已经变成在生理学和心理学中主要感兴趣的课题。其特别令人感兴趣,因为 HRV 归因于分别降低和增加心率的副交感(PNS)神经系统与交感(SNS)神经系统之间的平衡。结果,HRV 是用户放松水平的度量,HRV 越“一致”(即 HRV 随着时间越平滑地振荡),用户越放松。

[0027] 在有关沉思对关于呼吸振荡的心肺同步以及呼吸作用引起的心率调制(呼吸性窦性心律不齐,RSA)的影响的研究中,证明了经由沉思和呼吸而放松之间的联系,参见例如 Dirk Cysarz, Arndt Büssing, “Cardio respiratory synchronization during Zen meditation”, *European Journal of Applied Physiology*, 95(1), pages. 88 to 95, 2005。禅坐(Zen meditation)使心肺相互作用相对于呼吸振荡以及呼吸作用(RSA)引起的心率变化同步。此外,它急剧地增大了心率的低频变化。自发性呼吸模式几乎不显示任何心肺同步并且在心理活动期间,与两种类型的禅坐相比,心肺同步降低。此外,上面的论文表明,这种宗教活动对于心肺相互作用具有直接的生理影响,而无需专门的长期训练。对于瑜伽术,获得了类似的结果,如 E. Jovanov, “On Spectral Analysis of Heart Rate Variability during Very Slow Yogic Breathing”, 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE-EMBS 2005, pages 2467 to 2470, 2005 所表明的。

[0028] 为了引导呼吸,首先给出用户遵循的刺激(即在第一信号时刻吸入,在第二信号时刻呼出)。实现这点的最简单的方法是简单地提供缓慢、重复的信号,如 RESPeRATE[®] 设备所提供的信号。更强大的方法是将呼吸引导信号调整为另一身体信号。例如可以开始自主心肺同步(VCRS)。VCRS 是使呼吸与心率(HR)同步并且从而获得特定心率可变性(HRV)的方法。由于系统将在任何情况下监视用户的情感状态,因而有可能使用监视设备调整 VCRS 的速度,只要监视设备能够导出心率。其次,可以鼓励对象自由地呼吸,但是向对象提供有关其 HRV 如何一致的反馈——这是 StressEaser 设备以及还有 Heart Math 和 Wild Divine 采用的方法。

[0029] 在一个示例性实施例中,本发明的系统基于汽车或其他车辆。所描述的系统包含

三块：测量（感测）、控制和反馈。在该示例性实施例中，第一步骤是呼吸引导感测，其基于可以以各种各样的方式确定的心率感测，这些方式包括：

[0030] - 利用经典的电 Ag/AgCl 电极测量 ECG 信号

[0031] - 例如利用静电灵敏床 (SCSB) 或压电箔或者嵌入到椅子中的 EMFi 薄膜传感器测量心冲击描记图, 参见例如 Junnila, S.; Akhbardeh, A.; Varri, A.; Koivistoinen, T., “An EMFi-film sensor based ballistocardiographic chair performance and cycle extraction method”, IEEE Workshop on Signal Processing Systems Design and Implementation, 2005. Volume, Issue 2 to 4, pages 373 to 377, Nov. 2005.

[0032] - 测量氧饱和度 (SP02)

[0033] - 测量手指、耳朵或者对象身体上别处的（照片）体积描记图 PPG

[0034] - 使用非电化电容电极（参见 C. J. Harland, T. D. Clark and R. J. Prance, “High resolution ambulatory electrocardiographic monitoring using wrist-mounted electric potential sensors”, Meas. Sci. Technol. 14(2003), pages 923 to 928)

[0035] - 使用手表类设备, 参见公开为 W02007/072288 的 Monitoring apparatus for monitoring a user's heart rate and/or heart rate variation; wristwatch comprising such a monitoring apparatus

[0036] - 使用震动回波描记术 (SSG) (参见 Brink et al., “Contact-free measurement of heart rate, respiration rate, and body movements during sleep”, Behavior Research methods, 38(3), pages 511 to 521, 2006)

[0037] - 超宽带雷达

[0038] - 光学心振动描记术 (参见 U. Morbiducci et al., “Optical Vibrocardiography: A novel tool for the Optical Monitoring of cardiac activity”, Annals of biomedical engineering, Vol. 35(1), pages 45 to 58, Jan 2007)

[0039] - 利用麦克风的声学的（心音图）

[0040] - 嵌入到传感器中的智能织物或内衣

[0041] 可替换的实施例可以利用直接呼吸速率检测, 其使用例如嵌入到胸腔带或内衣中的应变计, 或者可替换地使用声学技术或者上面描述的心冲击描记图方法。测量心率的优点在于, 它提供了结合下面详细地描述的 VCRS 方法的选项以便引导对象的呼吸（以及监视 HRV 中的一致性, 作为到司机的可能的反馈机制）。

[0042] 在另外的实施例（不一定与驾驶情形有关）中, 可以考虑与其他情感状态有关的其他生理信号。例如, 语音分析（应用于面向顾客的环境, 例如呼叫中心）可以用来确定用户的紧张水平, 而面部表情或面部运动（眨眼、眼睛跟踪等等）的测量可以用来评估用户的关注水平。

[0043] 尽管在司机的情况下可以考虑上面任何实施例, 但是优选的实施例是将对象的生理参数的测量集成到司机驾驶舱区域中。在这里, 可以考虑以下选项：

[0044] - 将传感器集成到安全带中。这是特别优选的, 因为安全带跨胸腔区域而放置并且与身体紧密接触——有利于例如心率或呼吸的可靠测量的组合。

[0045] - 将传感器集成到座位中, 例如利用嵌入到司机座位的 EMFi 薄膜传感器的心冲击描记图

[0046] - 将传感器集成到方向盘中（因为司机通常握住方向盘）

[0047] - 使用相机监视司机的面部表情 / 运动，（相对容易，因为司机处于固定位置）。

[0048] - 使用麦克风监视呼吸（相对容易，因为司机处于固定位置——允许例如良好的噪声抵消可能性）。在这里，优选的实施例会将此嵌入到“免提”装置。

[0049] 优选地，该测量是不显眼的，并且优选的感测方法取决于应用。一旦 ECG 或类似信号已知，则可以确定 R 峰（主心跳信号）之间的时间，得到心跳间隔（IBI）。

[0050] 在该示例性实施中，第二步是基于 VCERS 方法的反馈控制器。反馈控制器操作来将用户的情感状态维持在预定义区域内，如图 2 所示。在司机的情况下，当驾驶车辆时，如果他以 VCERS 方式呼吸，则可以更加放松。如果看起来司机放松太多并且可能入睡，那么系统可以工作，使得司机通过被鼓励以提高其呼吸速率而更激动。可替换地，如果系统注意到司机正变得太紧张，那么它可以减慢呼吸速率以增加放松。

[0051] 在下文中，给出 VCERS 方法的一些细节。在 1964 年之前，在研究患者心脏时控制呼吸引起的变化的唯一方法是对象或患者屏住呼吸。在 1964 年，心电图 / 心电向量图 (ECG/VCG) 中的呼吸变化的第一个已知解决方案在 Schmitt 出版的关于信号平均的技术的论文（参见例如 R. B. Patterson, A. Belalcazar, and Pu Yachuan, “Voluntary cardio-respiratory synchronization”, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 23(6), pages 52 to 56, Nov./Dec. 2004) 中。在该论文中，使用光或声音向对象发信号，以便以其心率的几分之一同步地呼吸。该信号通过对于吸气信号计数例如两次心跳并且对于呼气信号计数下三次心跳从 ECG 创建。呼吸循环中具有相同位置（即第一、第二、第三等等）的每次心跳或 RR 时间间隔经过计算机平均以消除噪声以及与心跳不同步地出现的其他变化，参见图 3 和图 4。这导致很大程度上无噪声的信号，其代表心跳 - 心跳心率或 RR 间隔中的呼吸性窦性心律不齐 (RSA) 变化。非呼吸变化作为呼吸循环数的平方根而降低。

[0052] 图 3 示出了自主心肺同步 (VCERS) 方案的实例，其可以用来支持对象 12 的呼吸水平，以便调控对象 12 的心率。图 3 的系统可以用来像希望的那样将对象 12 的心率（或者解释的放松水平）维持在上下阈值内。对象 12 被监视，并且具有由传感器测量的与其心脏关联的生理参数，其输出在 ECG 放大器 28 处接收。

[0053] 放大的 ECG 信号被传送到 R 波鉴别器 30，R 波鉴别器 30 向心跳计数逻辑电路 32 输出 R 波计数脉冲。该逻辑控制光驱动器 34，光驱动器 34 控制由灯组成的输出设备 18，其向对象 12 说明该对象应当何时吸气和呼气。例如在其佩戴监视其心率的小的手腕安装设备的情况下，图 2 中所示的系统对于对象 12 不必是插入式的。检测对象 12 的放松水平，并且当所述水平跨过下阈值或上阈值中的任何一个时，那么通过灯 18 向对象 12 提供输出。当对象 12 由系统监视时，于是可以在记录器 36 处记录数据。

[0054] 图 4 示出了 VCERS 时序图，R 波鉴别器 30 的输出示于该图的下部分，并且呼吸信号的产生示于该图的上部分。该呼吸信号用来控制灯 18，灯 18 发信号告知对象 12 对象 12 所需的信息以便控制其呼吸。图 3 和图 4 的方案是其中可以向对象 12 提供输出以便控制对象 12 的放松水平的一种方式。如果计算出用户正变得太放松并且其放松水平被计算为低于标度上的下阈值，那么可以控制灯 18 以便加速对象 12 的呼吸。在相反的意义，如果认为对象 12 太紧张并且其测量的放松水平高于上阈值，那么灯 18 可以用来减慢对象 12 的呼吸。

[0055] 图 5 中示出了何时向对象 12 做出输出的计算。有可能利用实数 p 和 q 分配间隔,使得在 p 间隔期间或者在从 q 到 p 的转变处,存在“吸入”控制信号,并且在从 p 到 q 的转变处,存在“呼出”控制信号。在该图中,每个箭头 38 示出心跳。在 p 与 q 间隔之间,分别存在 $\text{int}(p)$ 和 $\text{int}(q)$ 心跳,其中“int”表示整数操作。心跳在这里从广义上来考虑;它可以直接从 ECG 导出,但是也可以从声学或者从 PPG 导出。 p 和 q 的值并不像在传统 VCRS 中一样限于整数。这给予用户更多的自由度,它比规定 $\text{int}(p) = \text{int}(q)$ 的现有技术系统给出甚至更多的自由度。这些值 p 和 q 可以单独地选择或者甚至适应于对象,因为这取决于对象的呼吸量和心输出量。该系统 10 甚至可以通过使用 PPG 或其他手段监视呼吸而向用户给出呼吸是否向规定的那样正确地进行反馈。

[0056] p 与 q 之间以及相反的情况的转变不一定与心跳一致。这给出重要的自由度;此外,它从生理学的观点来看更有意义。特别地,如果心跳“箭头”38 从手指 PPG 导出,那么在 ECG 和 PPG 中的相关脉冲之间存在显著的延迟。唯一的限制在于,间隔 p 和 q 与相应的心跳活动时间轴成比例地变化,因而保持锁相。在最简单的实施例中, p 和 q 是整数并且与测量的脉冲一致(图 5 中的箭头 38)。箭头 38 指示心跳,但是间隔 p 与 q 之间以及相反的情况的转变不一定与心跳一致。

[0057] 在一个改进的实施例中,利用自回归 (AR) 滤波器预测“箭头”38 的位置,使得在测量的信号不可靠的情况下,AR 函数预测其正确位置(包括变化),这比填充前面的值或者平均值精确得多。也有可能使用自适应方案通过让对象 12 以自己的节奏吸入和呼出并且例如利用压电箔经由 ECG 输出或者从 PPG 确定呼吸节奏来确定 p 和 q 的初始值。因此,有可能容易地确定 p 和 q 的初始值。典型的值可以是 $p = 2, q = 3$,但是作为起始值,系统 10 可以使用对象 12 当前使用的用于 p 和 q 的值并且逐渐地增大这些数量。

[0058] 在另一个实施例中,系统 10 可以被配置成不一定要要求呼吸与呼吸作用准确同步,而是几乎同步就够了。由弱耦合混沌系统理论,已知如果

$$[0059] \quad |n\Phi_H - m\Phi_R| < \epsilon$$

[0060] 其中 n 和 m 为整数, Φ_H 和 Φ_R 分别为心脏和呼吸信号的相位,并且 ϵ 为充分小的常数,那么可以认为信号是锁相的。

[0061] 系统 10 执行的第三步骤是将反馈施加到对象 12。在上面的实施例中,这基于呼吸引导,并且可以由任何人类感官触发,例如通过声音、气味、触摸或者可能改变颜色或亮度的光触发。在下文中列出了一些实施例和应用。

[0062] - 如果反馈借助于耳机给出,那么系统 10 可以例如按音量修改一个耳机(比如左耳机),作为吸入的指示,并且修改另一个作为呼出的指示。其可替换方案可以是使用具有放松语调的语音,例如说吸入和呼出。

[0063] - 将该信号无线地发送到 LivingColor 灯,从而 LivingColor 灯的色轮由反馈控制器操控。

[0064] - 将电影/动画显示在电视屏幕上,例如具有沙滩和飞翔的海鸥的海洋,其中随着翅膀的上升,对象必须吸入,并且随着翅膀的下降,对象必须呼出。动画的扩展可以是存在更多的在一起的人,每个人具有其自身的感测控制和反馈系统,例如其自身的利用翅膀的鸟飞舞;鸟可以是不同的类型、颜色、尺寸等等。一种特定的同步类型可以是所有对象都试图一致地舞动翅膀。

[0065] - 另一反馈模式是可以由反馈控制器调制的经皮神经电刺激 (TENS)。

[0066] - 如果对象 12 躺在床上,那么系统 10 可以用作入睡辅助设备。心信号以及可选地还有呼吸速率信号通过所述方法之一测量,但是优选地利用心冲击描记图测量,从而对对象 12 自由运动。反馈可以通过在适度水平下调制光以及在适度声音级别下的放松蜂鸣声而给出,所述声音级别可以由反馈控制器调制,或者可以使用(合成)音乐声或振动元件(例如在枕头中)或者加热元件(例如在枕头或床单中)。在该入睡辅助设备中,通过分析心信号或呼吸速率信号,系统可以确定个人是否接近睡眠状态并且调节反馈(例如建议的呼吸频率或信号强度)以便最优化睡眠指导过程。此外,该系统可以确定对象是否实际上已经入睡。换言之,如果心信号例如低于特定阈值,那么很可能对象已经入睡。如果这样,那么例如以逐渐的方式降低反馈的音量或强度,使得对象不因反馈的变化而觉醒。此外,如果测量的心信号指示不安宁的睡眠或者几乎觉醒的状态,那么系统可以决定增大或改变反馈,使得对象被指导进入更好的睡眠状态或者更满意的觉醒体验。

[0067] - 在体育活动(例如体操、赛跑和划船)期间,运动员可以获得反馈,尤其是赛跑者经常已经佩戴 HR 测量设备,例如极带。在一些活动中,设备被触摸,例如自行车的方向盘,其中可以容易地测量 ECG,许多其他健身装置具有这样的接触。

[0068] - 在医院中,患者经常已经挂接到 SPO2 夹或者 EEG 电极,使得反馈控制器可以容易地“分接”这些信号并且将它们发送到反馈设备。类似地,在医院中,患者在局部麻醉期间手术时可以自主地呼吸。他们被挂接到 SPO2 夹或 EEG 电极,使得反馈控制器可以容易地“分接”这些信号且将它们发送到反馈控制器并且通过施加 VCRS,手术将不那么紧张。如果对象例如在外科手术之后得到机械通气,那么系统 10 可以规定通气机的通气节奏,使得它与对象心率同步,在这种情况下,它不是自主呼吸,而是同步的。

[0069] - 代替具有对吸入和呼出的反馈的双阶段辅助设备的是,所述系统可以扩展到多个阶段。可以使用如上所述的类似反馈技术,但是最简单的实施例是使用指向文本的四(彩色)LED 或者仅仅其阶段正在进行的可变文本。例如,称为清理经络调息(Nadi Shodhana Pranayama)的特定形式的瑜伽或者可替换的鼻孔呼吸包含四个呼吸阶段:吸入、内部停留(保持肺部为满)、呼出和外部停留(保持肺部为空)。呼吸阶段的持续时间通过心理计数控制在 1 : 2 : 2 : 1 的比值以及通常的 p、q、r 和 t,其类似于上面讨论的 p 和 q。吸入和呼出通过交替活动的鼻孔,保持另一鼻孔闭合而发生。传统上,通过拇指闭合右鼻孔并且利用无名指闭合左鼻孔。例如,在第一循环期间,实践者将通过左鼻孔吸入,保持右鼻孔闭合,然后在两个鼻孔闭合的情况下保持吸入(“内部停留”),仅仅通过右鼻孔呼出,并且最后在外停留期间闭合两个鼻孔。下一个循环通过右鼻孔吸入而开始。该练习由十个缓慢呼吸循环组成。

[0070] - 最后,有可能使对象心跳和呼吸与运动频率同步,例如在行走或跑步期间的步调,或者划船期间的运动等等。

[0071] 虽然可以考虑上面任何施加反馈的方法,但是在司机的情况下,优选的实施例可以是将反馈集成到司机驾驶舱区域中。图 6 示出了这种系统 10 的实例,其着眼于反馈元件 18。传感器和处理部件未示出,但是可以为上面例如相对于图 1 讨论的任何适当的形式。在这里,以下选项可以被认为是提供呼吸引导:

[0072] 将反馈集成到安全带 18a 中。由于安全带 18a 跨对象 12 的胸腔区域放置并且与

对象身体紧密接触,因而自然的是通过例如利用张紧设备 40 重复性地稍微张紧和松弛安全带或者施加规则的触觉刺激(例如短振动)或者使用热脉冲来诱导呼吸速率。

[0073] 其他的可能性包括在车辆中使用音频系统以便产生作为音频线索的反馈,并且空调系统 18d 的使用可以用来产生重复的线索以促进引导的呼吸(例如产生重复的空气阵风、重复的气味释放等等)。此外,可以应用若干其他汽车相关反馈方法,以便例如阻止司机太放松,例如改变汽车温度,提供令人爽快的气味,增大空气流动和/或从对象的音乐集合中选择“劲歌”。

[0074] 当驾驶车辆时,如果司机在车辆座椅 18b 上以 VCRS 方式呼吸,司机可能更放松,可以容易地例如通过基于 EMFi 薄膜传感器的心冲击描记椅嵌入心率检测器(详情参见 Junnila, S. ;Akhbardeh, A. ;Varri, A. ;Koivistoinen, T. “An EMFi-film sensor based ballistocardiographic chair performance and cycle extraction method”, IEEE Workshop on Signal Processing Systems Design and Implementation, 2005. Volume, Issue 2-4, pp. 373-377, Nov. 2005)。如果看起来司机放松太多并且可能入睡,那么系统 10 可以工作,使得司机通过提高呼吸速率而更激动。可替换地,如果系统 10 注意到司机正变得太紧张,那么它可以减慢呼吸速率以增加放松。

[0075] 通常情形下,系统 10 可以应用于许多其他情形中,其中人们不仅与机器交互,而且与其他人交互(在驾驶、工作时,飞机驾驶员、火车司机、导购员或者柜台工作人员(银行、地方议会)、呼叫中心工作人员),其中重要的是不仅保持警惕(即限制放松量),而且避免变得太紧张或太激动,因为这也会限制个人最佳地发挥作用的能力。

[0076] 为此,本发明提供了帮助用户保持在由下阈值和上阈值限定的情感状态(例如放松或觉醒)区中的系统和方法。虽然本文中的实例针对用户在驾驶情形中的放松状态而提供,但是应当清楚的是,本发明可以有利地应用于许多其他情形(如上面列出的)以及用于许多其他情感状态(例如恐惧、愤怒、惊奇、厌倦、厌恶、幸福等等)。

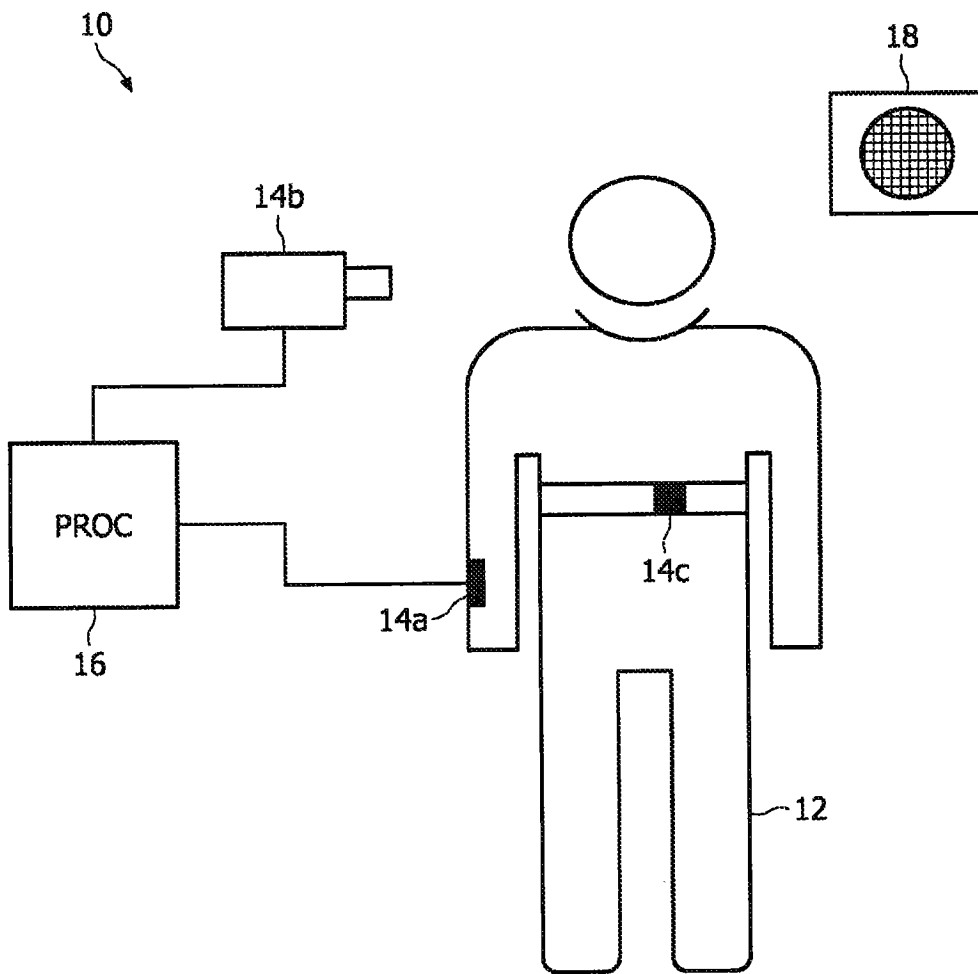


图 1

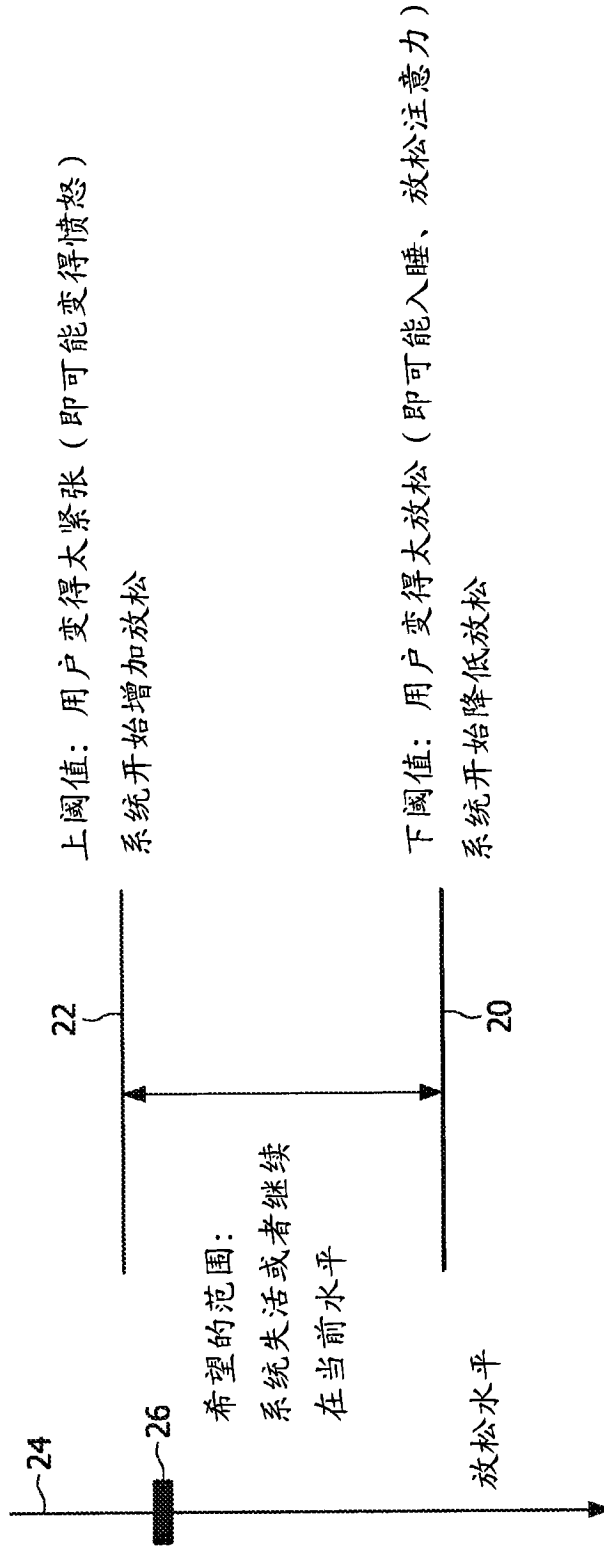


图 2

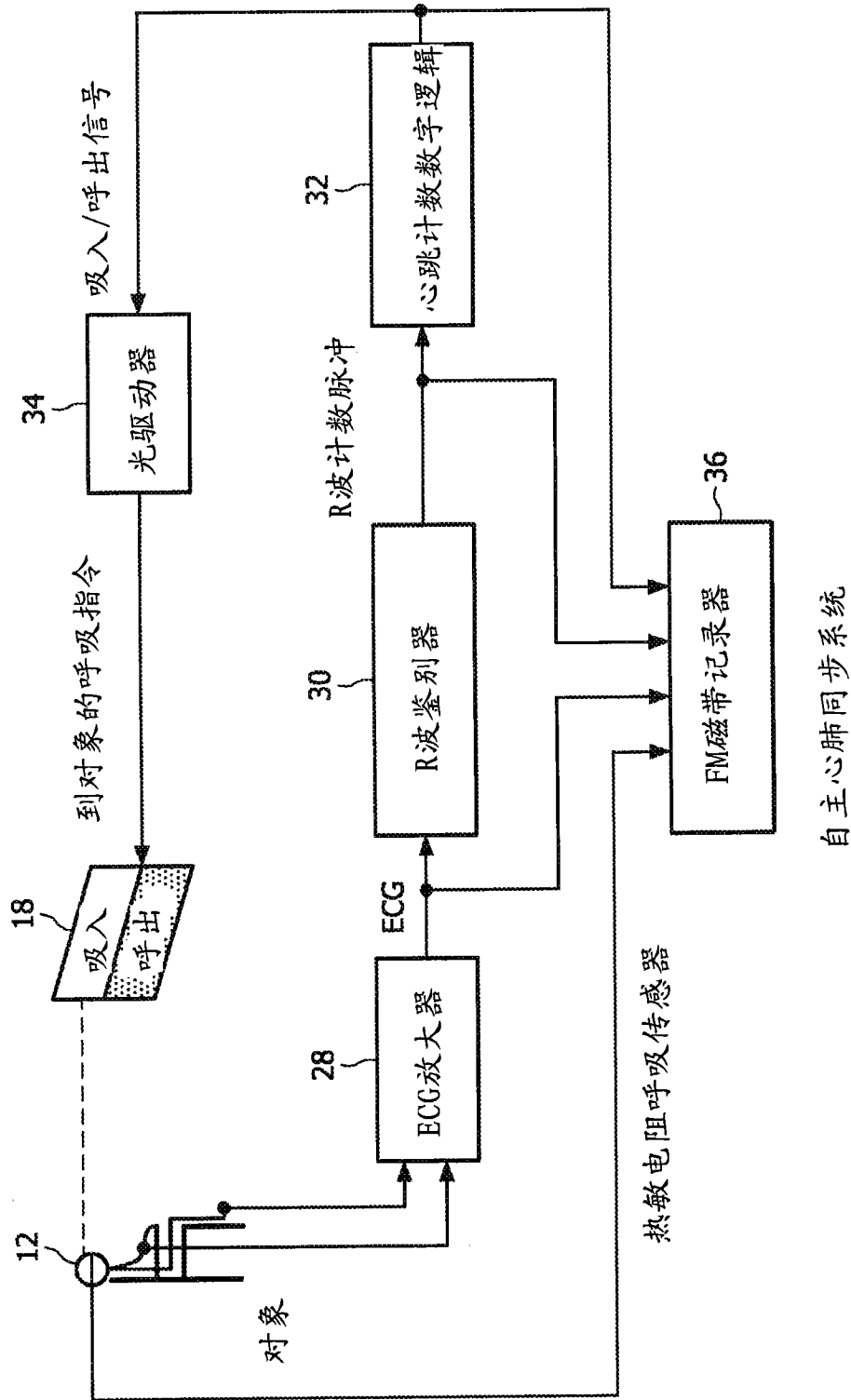


图 3

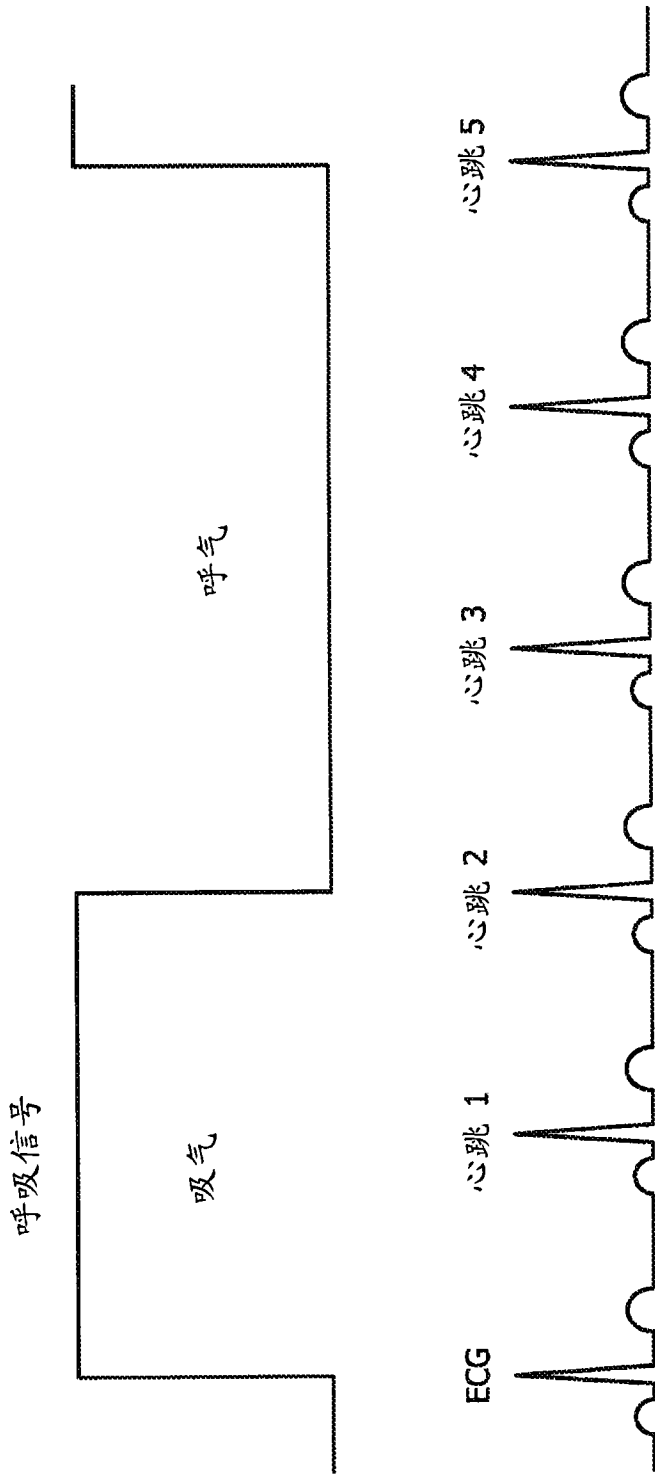


图 4

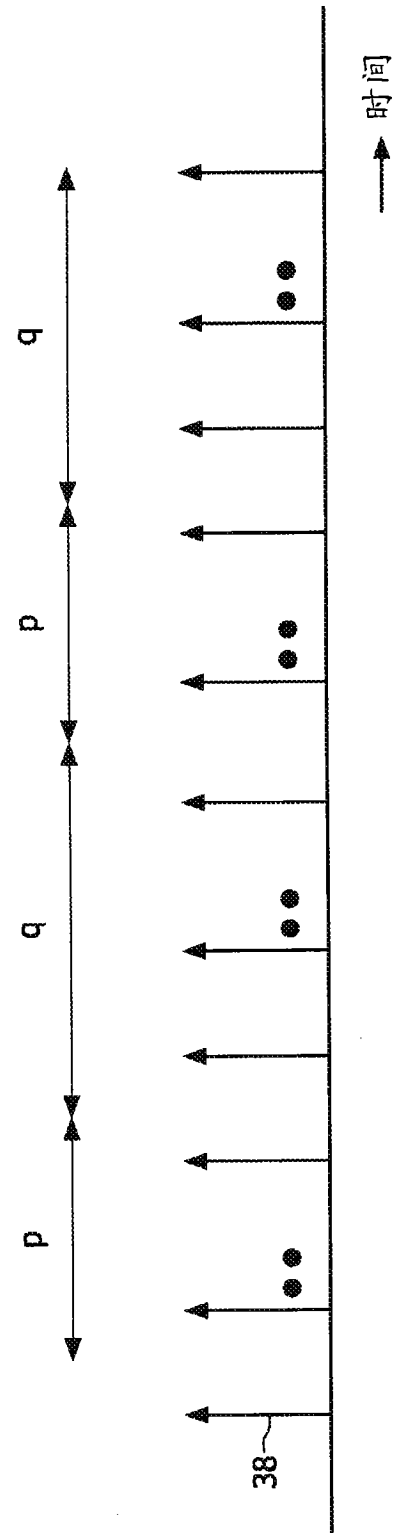


图 5

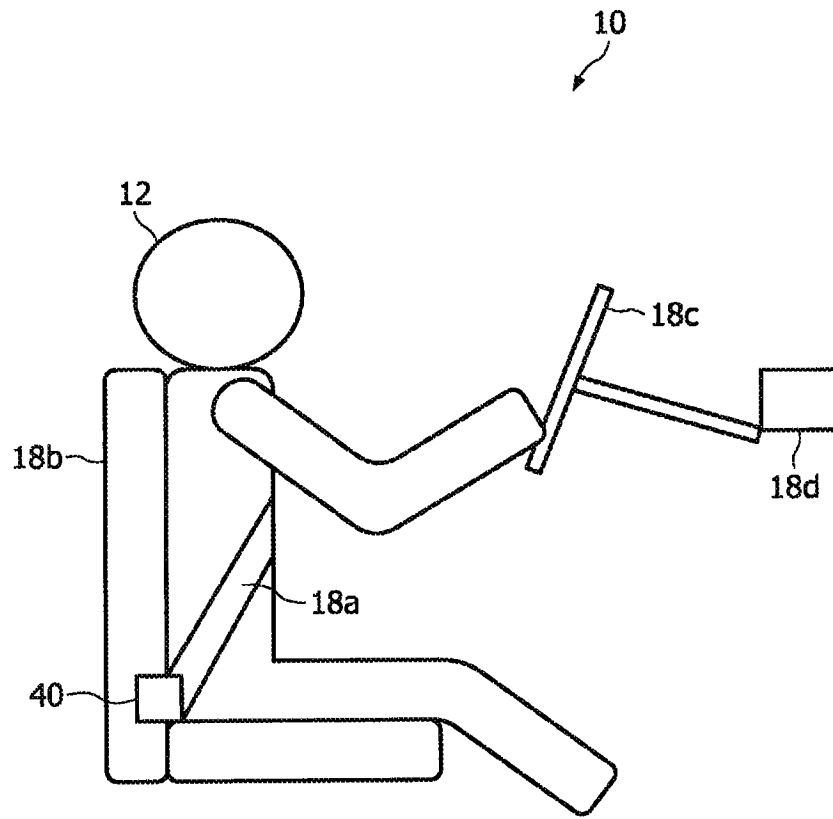


图 6

专利名称(译)	用于维持对象的状态的方法和系统		
公开(公告)号	CN101969850B	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN200980108922.1	申请日	2009-03-05
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	RM阿尔茨 MT约翰逊		
发明人	R·M·阿尔茨 M·T·约翰逊		
IPC分类号	A61B5/18 G08B21/06 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/18 A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/0245 A61B5/0456 A61B5/165 A61B5/486 A61M21/00 A61M2021/0022 A61M2021/0055 A61M2021/0066 A61M2021/0083 A61M2230/06 A61M2230/42		
代理人(译)	刘鹏		
优先权	2008152729 2008-03-14 EP		
其他公开文献	CN101969850A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种维持对象的状态的方法包括：测量对象的一个或多个生理参数；使用测量的参数计算一定值；确定是否计算的值低于下阈值或高于上阈值；以及如果计算的值被确定为低于下阈值或高于上阈值，则产生到对象的输出。在一个实施例中，产生到对象的输出包括在所述计算的值被确定为低于下阈值的情况下产生第一输出并且在所述计算的值被确定为高于上阈值的情况下产生第二输出，第二输出不同于第一输出。

