



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102056536 B

(45) 授权公告日 2015. 05. 20

(21) 申请号 200980121135. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009. 05. 29

A61B 5/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

08157701. 7 2008. 06. 06 EP

(56) 对比文件

US 2004/0077934 A1, 2004. 04. 22,

WO 2007/093988 A2, 2007. 08. 23,

US 5800337 A, 1998. 09. 01,

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2010. 12. 06

审查员 刘珊珊

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2009/052271 2009. 05. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02009/147599 EN 2009. 12. 10

(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

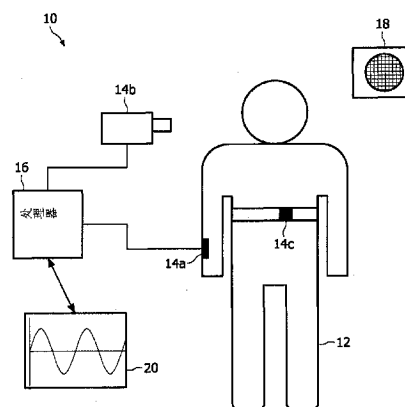
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

用于保持主体状态的方法和系统

(57) 摘要

一种保持主体(12)的状态的方法包括:生成处于第一频率的起搏信号(20);基于所生成的起搏信号向主体提供呼吸信号,其指示主体的吸气和呼气间隔以便控制呼吸率;测量主体的包括心跳的一个或多个生理参数;调节锁相到心跳的所述间隔;检测所测量的参数符合主体的期望状态;以及去除基于所生成的起搏信号向主体提供呼吸信号或生成处于第二频率的新起搏信号,并且基于所生成的新起搏信号向主体提供呼吸信号。



1. 一种保持主体 (12) 的状态的方法,包括:
 - 生成处于第一频率的起搏信号 (20);
 - 基于所生成的起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供呼吸信号,其指示主体 (12) 的吸气间隔和呼气间隔以便控制呼吸速率;
 - 测量主体 (12) 的包括心跳的一个或多个生理参数;
 - 调节所述吸气间隔和呼气间隔以锁相到心跳;
 - 检测所测量的参数符合主体 (12) 的期望状态;以及
 - 去除基于所生成的起搏信号 (12) 向主体 (12) 提供的呼吸信号,或
 - 生成处于第二频率的新起搏信号 (20),并且基于所生成的新起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供呼吸信号。
2. 根据权利要求 1 的方法,并且进一步包括,在检测所测量的参数符合主体 (12) 的期望状态之前,根据来自所测量的参数的反馈调节起搏信号 (20)。
3. 根据权利要求 1 或 2 的方法,并且进一步包括,检测所测量的参数不再符合主体 (12) 的期望状态,以及基于最初生成的起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供呼吸信号。
4. 根据权利要求 1 或 2 的方法,并且进一步包括,检测所测量的参数不再符合主体 (12) 的期望状态,并且向主体 (12) 提供报警指示。
5. 根据权利要求 1 或 2 的方法,并且进一步包括,在检测到所测量的参数符合主体 (12) 期望的状态之后并且在去除基于所生成的起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供呼吸信号或生成处于第二频率的新起搏信号 (20) 并基于所生成的新起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供输出之前,保持主体 (12) 的期望状态预定长度的时间。
6. 根据权利要求 1 或 2 的方法,其中所述吸气间隔和呼气间隔是不同的时间间隔。
7. 一种用于保持主体 (12) 的状态的系统,包括:
 - 处理器 (16),其被设置为生成处于第一频率的起搏信号 (20),
 - 一个或多个输出设备 (18),其被设置为基于所生成的起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供呼吸信号,其指示主体 (12) 的吸气间隔和呼气间隔以便控制呼吸速率,
 - 一个或多个传感器 (14),其被设置为测量主体 (12) 的包括心跳的一个或多个生理参数,其中所述处理器适于调节所述吸气间隔和呼气间隔以锁相到心跳,
其中所述处理器 (16) 被进一步设置为检测所测量的参数符合主体 (12) 的期望状态,并且
 - 去除基于所生成的起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供呼吸信号,或
 - 生成处于第二频率的新起搏信号 (20),所述输出设备被设置为基于所生成的新起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供呼吸信号。
8. 根据权利要求 7 的系统,其中处理器 (16) 被进一步设置为在检测所测量的参数符合主体 (12) 的期望状态之前,根据来自所测量的参数的反馈调节起搏信号 (20)。
9. 根据权利要求 7 或 8 的系统,其中处理器 (16) 被进一步设置为检测所测量的信号不再符合主体 (12) 的期望状态,并且输出设备 (18) 被设置为基于最初生成的起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供呼吸信号。
10. 根据权利要求 7 或 8 的系统,其中处理器 (16) 被进一步设置为检测所测量的参数

不再符合主体 (12) 的期望状态, 并且输出设备 (18) 被设置为向主体 (12) 提供报警指示。

11. 根据权利要求 7 或 8 的系统, 其中处理器 (16) 被进一步设置为在检测到所测量的参数符合主体 (12) 期望的状态之后并且在去除基于所生成的起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供输出或生成处于第二频率的新起搏信号 (20) 并基于所生成的新起搏信号 (20) 向主体 (12) 提供呼吸信号之前, 保持主体 (12) 的期望状态预定长度的时间。

12. 根据权利要求 7 或 8 的系统, 其中所述吸气间隔和呼气间隔是不同的时间间隔。

用于保持主体状态的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于保持主体 (subject) 状态的方法和系统。在一个实施例中, 本发明可以用于提交一种使用灵活的且最佳的呼吸引导算法的系统。

背景技术

[0002] 近年来, 心率变异性 (heart-rate variability) 已经变成了生理学和心理学中主要关注的话题。关注的一个原因在于, 心率变异性归因于副交感神经系统与交感神经系统之间的平衡, 其分别减少和增加心率。除了临床的关注, 存在用于主体的已知应用, 包括减少入睡 (sleep-onset) 时间、瑜伽练习、降低血压、在使用计算机或观看电视机期间的放松、车辆驾驶、用药以及运动情况。

[0003] 在关于呼吸震荡 (breathing oscillation) 和由呼吸诱导的心率调节 (被称为呼吸性窦性心律不齐 (RSA)), 通过研究冥想 (meditation) 对心脏-呼吸同步 (cardio-respiratory synchronization) 的影响 (impact), 示出了经由冥想的放松和呼吸之间的关联 (connection)。禅宗冥想使得所述心脏-呼吸相互作用相对于呼吸振荡和由呼吸诱导的心率变化同步。而且, 这种冥想也剧烈地增加了心率的低频变化。自发的呼吸模式几乎不会示出任何心脏-呼吸同步, 并且在精神活动 (mental activity) 期间, 与两种类型的禅宗冥想相比较所述心脏-呼吸同步减少。还可以示出这种心脏-呼吸同步对于呼吸道中的气体交换是有利的。而且, 已知这种宗教的 (religious) 实践对心脏-呼吸相互作用具有即时的生理效应, 而无需特殊的长期训练。对于瑜伽, 获得相似的结果。

[0004] 在 1964 年之前, 控制所述呼吸诱导的变化的唯一方法是, 针对主体或患者, 屏住其呼吸。在 1964 年, 在 Otto Schmitt 公开的用于信号平均的技术方面的论文中, 提出了对于心电图/心电向量图 (ECG/VCG) 中呼吸变化的第一个已知的解决方案。在该论文中, 使用光或声音发送信号告知主体呼吸, 其以他们的心率的约数 (sub multiple) 被同步。所述信号是根据 ECG 通过计算创建的, 例如两个跳动 (beat) 用于吸气信号, 接下来三个跳动用于呼气信号。在呼吸循环中相同位置的每一次跳动或每一个时间间隔 (即第一、第二、第三, 等等) 被计算机平均以消除与心跳不同步发生的噪声和其他变化。这导致真正的 (very) 无噪声信号, 其表示呼吸性窦性心律不齐 (RSA) 在逐搏 (beat to beat) 心率或 RR 间隔方面的改变。所述非呼吸变化被减少为呼吸循环数的平方根。

[0005] 当前的产品是 **RESPerATE®** (参见 www.resperate.com), 其是通过设备引导呼吸自然地帮助降低血压的便携式电子设备。所述设备使用所述身体的自然倾向以遵循外部节奏, 从而交互地引导主体将他们的呼吸速率减少到少于每分钟 10 次呼吸的“治疗区 (zone)”。这是被临床地证明通过呼吸节奏治疗降低血压并且可在没有处方的情况下可以销售的唯一医学设备。

[0006] 美国专利申请公布 uS2005/0187426 中公开了一种更复杂的系统, 该专利申请公开了一种用于使得心率变异性循环与呼吸循环同步的系统和方法。该公布的文献描述了一种用于通过使得心率变异性循环与呼吸循环同步并且通过自觉地使得呼吸循环与紧密地

与自然心率变异性循环的频率对准的外部参考同步来实现心率变异性的一致性。表示外部参考的循环的各种装置 (means) 被提供, 包括视觉、听觉和感觉的指示器。提供了一种指导方法, 该方法教导主体自觉地使他们的吸气与外部参考循环的正向方面同步并且使得他们的呼气与外部参考循环的负向方面同步。

[0007] 所有当前已知的系统在提供给主体的引导系统中缺乏足够的灵活性 (flexibility)。

发明内容

[0008] 因此, 本发明的目的是改进现有技术。

[0009] 根据本发明的第一方面, 提供一种保持主体状态的方法, 该方法包括: 生成处于第一频率的起搏信号; 基于所生成的起搏信号向主体提供呼吸信号, 其指示主体吸气和呼气的间隔以便控制呼吸速率; 测量主体的包括心跳的一个或多个生理参数; 调节锁相到心跳的间隔; 检测所测量的参数符合主体的期望状态; 以及去除基于所生成的起搏信号向主体提供的呼吸信号或生成处于第二频率的新起搏信号, 并且基于所生成的新起搏信号向主体提供呼吸信号。

[0010] 根据本发明的第二方面, 提供一种用于保持主体的状态的系统, 该系统包括: 处理器, 其被设置为生成处于第一频率的起搏信号; 一个或多个输出设备, 其被设置为基于所生成的起搏信号向主体提供呼吸信号, 其指示主体吸气和呼气的间隔以便控制呼吸速率; 和一个或多个传感器, 其被设置为测量主体的包括心跳的一个或多个生理参数, 其中所述处理器适于调节锁相到心跳的间隔, 其中所述处理器适于调节锁相到心跳的间隔, 其中所述处理器被进一步设置为检测所测量的参数符合主体的期望状态并且去除基于所生成的起搏信号 (pacing signal) 向主体提供的呼吸信号或生成处于第二频率的新起搏信号, 所述输出设备被设置为基于所生成的新起搏信号向主体提供输出。

[0011] 根据本发明, 可以提供一种用于保持主体状态的方法和系统, 该方法和系统将向主体提供反馈, 所述反馈比当前已知系统的更灵活。一旦用户已经获得如通过对他们的生理参数进行测量确定的所期望的状态, 则到所述用户的实际反馈将被去除或改变以反映他们的当前状态。这提供了一种更适合主体的真实需要的系统, 一旦他们进入所期望的状态, 所述真实需要很可能发生变化。

[0012] 有利地, 所述方法进一步包括, 在检测所测量的参数符合主体的期望状态之前, 根据来自所测量的参数的反馈调节所述起搏信号 (pacing signal)。当主体处于初始状态时, 在达到期望的状态之前, 那么所述生理参数可被测量以确定主体的呼吸性窦性心律不齐, 并且可以对所述起搏信号进行小改变以辅助用户获得期望的状态。

[0013] 优选地, 所述方法进一步包括: 检测所测量的参数不再符合主体的期望状态; 以及基于最初生成的起搏信号向主体提供呼吸信号。在主体已经达到期望的状态之后, 那么所述输出被去除或改变。然而, 所述主体仍然可以被监视, 并且如果他们被检测为已经从期望的状态偏离, 则所述系统可以适于基于最初的起搏信号恢复 (bring back) 输出, 以便再次使主体返回到期望的状态。此外或可替代地, 所述方法可以进一步包括: 在检测所测量的参数不再符合主体的期望状态的该情况下, 向主体提供报警指示。所述报警告知主体他们不再处于期望的状态, 并且主体可以决定是否重新启动所述过程或采取某种其他行动。

[0014] 理想地,所述方法进一步包括:在检测所测量的参数符合主体期望的状态之后并且在去除基于所生成的起搏信号向主体提供呼吸信号或生成处于第二频率的新起搏信号并基于所生成的新起搏信号向主体提供输出之前,保持主体的期望状态预定长度的时间。在检测到所述主体已经进入期望的状态之后,不需要立即通过去除或改变所述输出,改变向主体的输出。在发起 (instigate) 所述变化之前,所述系统中可以包含时延 (time lapse)。

[0015] 优选地,所述吸气间隔和呼气间隔是不同的时间间隔。

附图说明

[0016] 现在将仅仅通过参照附图的实例描述本发明的实施例,在附图中:

[0017] 图 1 是用于主体的系统的示意图,

[0018] 图 2 示出自发的 (voluntary) 心脏-呼吸同步化系统的示意图,

[0019] 图 3 和图 4 是时序图,以及

[0020] 图 5 是操作图 1 的系统的的方法的流程图。

具体实施方式

[0021] 图 1 示出用于保持主体 12 的状态的系统 10。系统 10 包括:被设置为测量主体 12 的一个或多个生理参数的传感器 14;被设置为使用所测量的参数执行各种计算的处理器 16;以及被设置为生成到主体 12 的输出的输出设备 18。系统 10 事实上 (effectively) 是反馈系统,监视主体 12 的参数 (比如皮肤温度和心率) 并经由输出设备 18 向主体 12 提供反馈。处理器 16 生成起搏信号 (pacing signal) 20,并且基于所生成的起搏信号 20 向主体 12 提供输出。

[0022] 该图示出,主体 12 被三个单独的传感器 14 监视。传感器 14a 是皮肤导电率测量设备,传感器 14b 是监视主体 12 的面部表情和头部位置的照相机,并且传感器 14c 是无线心率监视器,其在利用在主体的胸部周围的带子被保留在合适位置处。传感器 14a 和 14c 可以被认为是直接测量主体 12 的生理参数的直接传感器,并且传感器 14b 是测量比如主体 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,在其中用户与用户接口交互的方式,例如用户紧握方向盘的压力。

[0023] 输出设备 18 是被设置为在处理器 16 的控制下向主体 12 提供输出的扬声器。该图中示出了单个输出设备 18,但是无疑可以使用多个相同或不同种类的输出设备 18。例如,可以提供构成显示设备的输出设备 18。经由音频设备 18 并且还相应地通过相关的显示设备,向主体 12 提供反馈。多个输出设备 18 或单个输出设备 18 在处理器 16 的控制下将向主体 12 提供整体反馈,所述处理器确定了由一个或多个设备 18 提供给主体 12 的反馈的程度和步调 (pace)。

[0024] 图 1 的系统 10 可以用于向主体 12 提供关于他们的呼吸方面的帮助。呼吸引导是改进主体的呼吸技术的方法。呼吸影响心率,且因此影响心率变异性。这是特别令人感兴趣的,因为心率变异性归因于分别减少和增加主体的心率的副交感神经系统与交感神经系统之间的平衡。在该优选实施例中,所述系统 10 特别地聚焦在从自发心脏-呼吸同步 (VCRS) 到非 VCRS 呼吸的转变以及相反,以及聚焦于优化主体 12 的呼吸性窦性心律不齐 (RSA)。在

各种应用（特别是入睡和运动，但是其可以扩展到其他领域，如通常的放松和特别地降低主体 12 的血压）中，系统 10 以方便的、灵活的和通用的方式使用 VCERS 来给予主体 12 反馈。

[0025] 图 2 示出自发 (voluntary) 心脏 - 呼吸同步 (VCERS) 方案的实例，该方案可以用于支持主体 12 的呼吸水平以便调控主体 12 的心率。图 2 的系统可以用于保持主体 12 的心率（或所解释的放松水平）处在期望状态内。主体 12 被监视并且具有与由传感器（未示出）测量的他们的的心脏相关联的生理参数，所述传感器的输出在 ECG 放大器 28 处被接收。

[0026] 所述放大的 ECG 信号被传递到 R 波鉴别器 30，其将 R 波计数脉冲输出到跳动计数逻辑电路 32。该逻辑控制用于控制输出设备 18 的光驱动器 34，所述光驱动器 34 包括对于主体 12 示出什么时候主体 12 应当吸气和呼气的灯。对于主体 12 而言，例如如果他们穿戴监视他们的心率的小型手腕安装的设备，图 2 中所示的系统不需要是侵入式的。经由光 18，基于起搏信号 20 将输出提供给主体 12。起搏信号 20 被用于向主体 12 提供反馈，以便将呼吸引导交付给主体 12。当主体 12 被所述系统监视时，那么可以在记录器 36 处记录数据。

[0027] 图 3 示出 VCERS 时序图，其中该图的下半部分中示出了 R 波鉴别器 30 的输出，并且在图的上半部分处示出了呼吸信号的生成。该呼吸信号用于控制光 18，其将主体 12 需要的信息发信号告知主体 12 以便控制他们的呼吸。图 2 和图 3 的方案是可以将输出提供给主体 12 以便控制例如主体 12 的放松水平的一种方式。由系统 10 的输出交付的呼吸引导可以用于允许主体 12 控制他们自己的呼吸并且这将导致心率异性降低，这有助于主体 12 放松。

[0028] 系统 10 包括三个模块 (block)：测量（感测）、控制和反馈。第一步骤是所述心率感测，其可以以多种方式被确定。优选地，该测量不是引人注目的并且所述优选的感测方法依赖于应用。一旦 ECG 或相似的信号是已知的，则 R 峰值之间的时间可被确定，从而产生心跳间隔 (interbeat interval) (IBI)。图 4 示出第二时序图。与图 3 的时序图相似，箭头 38 指示主体 12 的心跳，但是现在间隔 p 与 q 之间的瞬变以及间隔 q 与 p 之间的瞬变不必与主体的心跳一致。

[0029] 参看图 4，系统 10 可以利用实数 p 和 q 分配多个间隔，使得在所述 p 间隔期间或在从 q 到 p 的瞬变处存在到主体 12 的“吸入”输出信号，并且在从 p 到 q 的瞬变处存在“呼出”输出信号。在 p 与 q 间隔之间，分别存在 $\text{int}(p)$ 和 $\text{int}(q)$ 个心跳，其中“int”表示取整运算。这里，心跳在广义中被考虑；它可以直接从 ECG 导出，而且可以从声学或 PPG 导出。注意到，比如在普通的 VCERS 中 p 和 q 未被限制于整数，其给予主体 12 更多自由，从而提供比规定 $\text{int}(p) = \text{int}(q)$ 的系统更多自由。p 和 q 的值可被单独选择或者甚至适合于主体 12，因为这依赖于主体的呼吸容量 (tidal volume) 和心输出量。如果通过使用 PPG 或其他装置监视呼吸而根据所规定适当地进行呼吸，系统 10 可以甚至将反馈给予用户 12。

[0030] p 与 q 之间的瞬变以及 q 与 p 之间的瞬变不必与心跳一致。这给出了重要的自由；而且，从生理观点看它更有意义。特别地，如果跳动箭头 38 从手指 PPG 导出，则在 ECG 与 PPG 的相关脉冲之间存在显著延迟。唯一限制在于，间隔 p 和 q 与相应的心跳活动时间轴成比例改变，因此保持锁相。在最简单的实施例中，p 和 q 是整数，并且因此与所测量脉冲（图 4 中的箭头 38）一致。

[0031] 在更细化的实施例中，利用自回归 (AR) 过滤器预测箭头 38 的位置，使得在所测量的信号不可靠的情况下，所述 AR 函数预测它们的正确位置（包括所述变化），其与填充先前

的值或使用平均值相比精细得多。可以使用适应性方案通过让主体以他们自己的步调吸入和呼出来确定 p 和 q 的初始值,并且经由 ECC 输出(例如利用压电箔)或从 PPG 确定呼吸步调。因此所述系统被配置为使得它可以容易地确定 p 和 q 的初始值。典型值可以是 $p = 2$, $q = 3$,但是作为初始值,我们可以使用当前用户 12 正在使用的 p 和 q 的值,并且逐渐增加这些数值。

[0032] 在另一个实施例中,系统 10 被操作为使得它不要求主体的呼吸准确地与所述呼吸过程同步,但是它应足以几乎同步。根据弱耦合混沌系统理论,已知如果 $|n\Phi_H - m\Phi_R| < \epsilon$,其中 n 和 m 是整数, Φ_H 和 Φ_R 分别是心脏和呼吸信号的相位,而 ϵ 是足够小的常数,则所述信号可被认为是锁相。

[0033] 上面参照图 1-4 描述的系统 10 包括用于使得系统 10 更灵活并且用于最优化主体 12 的一致性的装置。当前系统 10 基于下面的假设:当非常高效地使用简单的起搏呼吸(或可替代地 VCRS 呼吸引导方法)来诱导一致的状态,愉快(或放松)的体验不能通过严密地坚持这种简单的(乃至基于 VCRS)的呼吸引导而被最大化。特别地,系统 10 被设计成使得一旦达到一致性(使用 VCRS 呼吸引导)并且主体 12 开始感到放松,则存在系统 10 的操作(如由处理器 16 控制的)的变化,其允许主体 12 以不同于(慢于)由系统 10 最初规定的速率呼吸。

[0034] 由于主体 12 的放松连续增加,所以主体 12 将达到一种状态,该状态中:他们不再感觉需要在他们的呼吸方面被引导而是通过以他们自己优选的速率简单地呼吸而感觉更舒适并且放松,这可以利用被暂时去除的引导实现。根据自由呼吸的该状态,系统 10 被控制以使得返回到呼吸引导可以在下面的情况下实现,其中,识别出:例如如果他们被中断干扰,主体 12 破坏了他们的一致状态(coherent state)。

[0035] 在下文中,基于简单呼吸引导的系统和方法被描述以实现诱导呼吸引导系统的该优选的放松。最初,系统 10 可以通过选择许多用户 12 将要体验为有益放松的呼吸率启动。在优选实施例中,系统 10 被操作以产生最优的呼吸速率 0.085 赫兹,因此系统 10 将在初始阶段选择 p (同时 $q = p$),使得达到该呼吸速率 0.085 赫兹。

[0036] 在所述初始阶段,主体 12 将几乎立即处于一致状态,但是不一定具有舒适、愉快或放松(如前所述)的最佳程度。在初始阶段期间,主体 12 的呼吸性窦性心律不齐(RSA)被测量并且使用众所周知的最优化技术(例如呼吸率的递增或递减)来引入呼吸率 0.085 的小扰动(perturbation),使得 RSA 是最优的。主体 12 可以得到该操作的反馈,或者甚至可以被鼓励以手动地指令所述呼吸率的增加或减少。短暂的一会儿之后,主体 12 将达到最优的 RSA。

[0037] 尽管由于上面概述的原因使得 RSA 将在一段时间后达到最优,但是主体 12 可能想要偏离所述最佳起搏速率,并且将以他们自己的优选速率启动呼吸。期望以他们自己的速率呼吸的另一个原因可能在于,例如在运动、爬楼梯等期间,假如身体活动(activity)将发生变化。系统 10 可以检测所述偏离并且可以终止所述起搏命令,或修改起搏命令,用户 12 例如通过命令减慢或加快或通过完全终止命令而得到关于偏离的反馈。倘若用户连续保持(如被所述系统测量的)一致性,则所述系统不需要重新引入所述起搏呼吸。

[0038] 可选地,系统 10 一旦检测到主体 12 在他们的自由呼吸期间再次以恒定的速率呼吸,系统就可以(通过给出信号或其他指示)提出:对于用户 12 而言,可能令其愉快的是例

如通过将起搏速率降低到用户 12 在他们的自愿呼吸周期期间已经采用的起搏速率来继续起搏呼吸。随后,可以如在上述初始阶段引入的,再次启动 (start) 所述自动起搏系统

[0039] 如果系统 10 检测到主体 12 无论任何原因正在失去一致性,则系统 10 可被编程为(通过给出信号或其他指示)提出对用户 12 可能有益的是重新启动起搏呼吸或可以可替代地增强(enforce)起搏呼吸。当用户仍然处于一致性状态时,所述自动起搏系统于是可以如前述初始阶段引入的再次例如以用户在自愿呼吸阶段时已经采用的起搏速率启动。

[0040] 在上述系统 10 的另一个实施例中,提出了用在至少一个所述阶段使用基于 VCERS 的呼吸引导的系统取代所述简单呼吸引导系统。优选地,VCERS 被用在初始阶段(取代上述简单系统所提出的 0.085Hz)。可选地,VCERS 还可以用在所述系统再次从自由呼吸周期接管(take over)的时候。

[0041] 图 5 中概括了上述方法。该图示出图 1-4 的系统的优选实施例中的步骤。该方法用于维持主体 12 的状态。所述过程包括生成处于第一频率的起搏信号 20 的第一步骤,步骤 S1。该起搏信号 20 将被用于控制主体 12 的呼吸。在步骤 S2 处,基于所生成的起搏信号 20 向主体 12 提供输出。该输出可以采取多种不同的形式,但是在简单实施例中将是针对主体 12 的某种视觉显示以指示它们的呼吸率的吸气和呼气,如图 2 所示。

[0042] 下一个步骤是测量主体 12 的一个或多个生理参数的步骤 S3。主体 12 以不引人瞩目的方式被观测以检测例如他们的当前心率。多个参数可被测量。这些由传感器 14 进行的测量可以被使用,因为它们是原始身体数据(比如每分钟跳动或皮肤温度),或者可以按一定比例被转换为值,例如抽象的“放松”比例。当主体 12 处于该初始阶段时,可选地,可以进行根据来自所测量的参数的反馈调节所述起搏信号,如步骤 S4 所指示。

[0043] 处理器 16 不断地监视传感器 14 的输出,并且这在检测所测量的参数符合主体 12 的期望状态的下一步骤(步骤 S5)中得到反映。主体的期望状态可以通过许多不同的方式定义。例如,可以针对传感器 14 读取的原始数据(例如已经获得了以每分钟跳动次数为单位的某个心率)定义它。同样,所述期望的状态可以参照上面提及的抽象比例来实现。多个参数可以用于确定主体 12 是否处于期望的状态中,所述参数包括没有从主体 12 直接测量的数据,比如主体的年龄或局部室温或一天的时间等等。

[0044] 一旦主体 12 被检测到已经进入期望的状态,则在步骤 S6 中去除基于所生成起搏信号 20 向主体 12 提供输出,或在步骤 S7 中生成处于第二频率的新起搏信号并且基于所生成的新起搏信号向主体提供输出。该新起搏信号可以比旧起搏信号 20 更慢,并且反映下面的思想:一旦主体 12 已经进入期望的状态,则他们不再需要被教导为以导致他们达到期望状态的方式行动。

[0045] 在步骤 S8 中提供了最终的可选步骤,其中所述方法进一步包括检测所测量的参数不再符合主体 12 的期望状态,并且由此将主体 12 返回到所述过程的启动。如果主体 12 不再被检测为处于期望的状态,则系统 10 可被配置为使得最初的起搏信号 20 被再次用于向主体 12 导出的输出,以帮助他们返回到所述状态。例如,用户可以被中断惊动,这使得他们例如增加他们的心率变异性,并且这可以被设想为从期望的状态去除他们。所述过程将在步骤 S1 处重新开始。

[0046] 将反馈应用到主体 12 可以例如通过声音、气味或颜色或亮度可以变化的光触发人类的任意一种感觉。下面列出了一些实施例和应用。

[0047] 如果借助头戴式耳机给出反馈,则系统 10 可以将例如一个头戴式耳机(比方左边的耳机)的音量修改为吸气的指示,并且另一个耳机修改为呼气的指示。这可以使用说吸入和呼出的放松声调的语音来完成。

[0048] 另一个反馈模式是可以被反馈控制器调制的经皮的电神经刺激(TENS)。

[0049] 如果主体躺在床上,则系统 10 可以用作入睡辅助,通过所述方式之一、但是优选地利用心冲击描记图(ball ist0car diogram)来测量所述心脏信号,使得主体 12 自由移动。可以通过调制处于适度水平的光给出所述反馈,而且可以使用可被反馈控制器调制的处于适度声音水平的放松的蜂鸣声或(合成的)音乐声。

[0050] 在例如在体育馆运动或跑步或划船期间,运动人员可以得到反馈,特别是跑步者经常已经穿戴了心率测量设备。在一些活动中,设备被触摸,比如自行车的车把(steering wheel),其中 ECG 可以容易地被测量,许多其他体育馆器械具有这种接触。

[0051] 在医院中,患者经常已经被钩到 SP02- 芯片或 EEG 电极,使得所述反馈控制器可以容易地“筛选(tap)”这些信号并将它们发送到反馈设备。相似地,在医院中正被手术的患者在局部麻醉期间可以自愿呼吸。它们被钩到 SP02- 芯片或 EEG 电极,使得反馈控制器可以容易地“筛选(tap)”这些信号并将它们发送到反馈控制器,并且通过应用 VCRS 使得所述操作将产生较少的压力。

[0052] 当驾驶车辆时,驾驶员如果以 VCRS 方式呼吸,则驾驶员可以更加放松,在车座中可以容易地安装心率检测器,例如经由基于 EMFi- 膜传感器的心冲击描记图座位。如果出现所述驾驶员太放松并可能入睡则系统 10 可以操作使得驾驶员通过增加呼吸率而再次(more)被唤醒。同样,在用计算机工作的办公室中,可以使用户 12 更加放松,参见上文。

[0053] 如果用户 12 例如在手术之后得到机械通风,则系统 10 可以规定通风机的通风速度(pace),使得它与心率同步,在这种情况下他不是自愿呼吸而是被同步化。

[0054] 取代所述具有吸气和呼气的反馈的两个阶段辅助,系统 10 可以扩展为使用多个阶段。可以使用与上面提及的相似的反馈技术,但是最简单的实施例是将使用指向文本的 4 个(有色的)LED 或仅仅其阶段正在前进的一个可变文本。这可以使用被称为 Nadi Shodhana Pranayama 的特定形式的瑜伽,或者可替代的鼻孔呼吸包括四个呼吸阶段:吸气、内部保持(保持肺充满)、呼气以及外部保持(保持肺空)。呼吸阶段的持续时间是由比率为 1 : 2 : 1 : 1 的精神计数控制的,并且与如上面讨论的且图 4 中所示的 p 和 q 类似,一般地 p、q、r 和 t 可被使用。呼吸和吸气通过改变活动的鼻孔、保持另一个鼻孔关闭而发生。传统地,利用拇指关闭右鼻孔,利用无名指关闭左鼻孔。例如,在第一循环期间,主体 12 将通过左鼻孔吸气,保持右鼻孔关闭,随后在两个鼻孔关闭时保持吸入(“内部保持”),仅仅通过右鼻孔呼气,并且最后在外部分保持期间关闭两个鼻孔。下一个循环以通过右鼻孔吸气开始。所示实践包括如上所述的缓慢呼吸的 10 个循环。

[0055] 也可以使用系统 10 来使得心跳和呼吸与运动频率(比如走路或跑步期间步长或划船期间的移动)同步。系统 10 的意图是总体上放松主体,但是包括特别应用,比如:减少入睡时间、瑜伽练习、降低血压、在使用 PC 期间或观看电视期间放松、车辆驾驶、用药和运动。而且本系统 10 可以用于最优化主体 12 的呼吸性窦性心律不齐(RSA)。

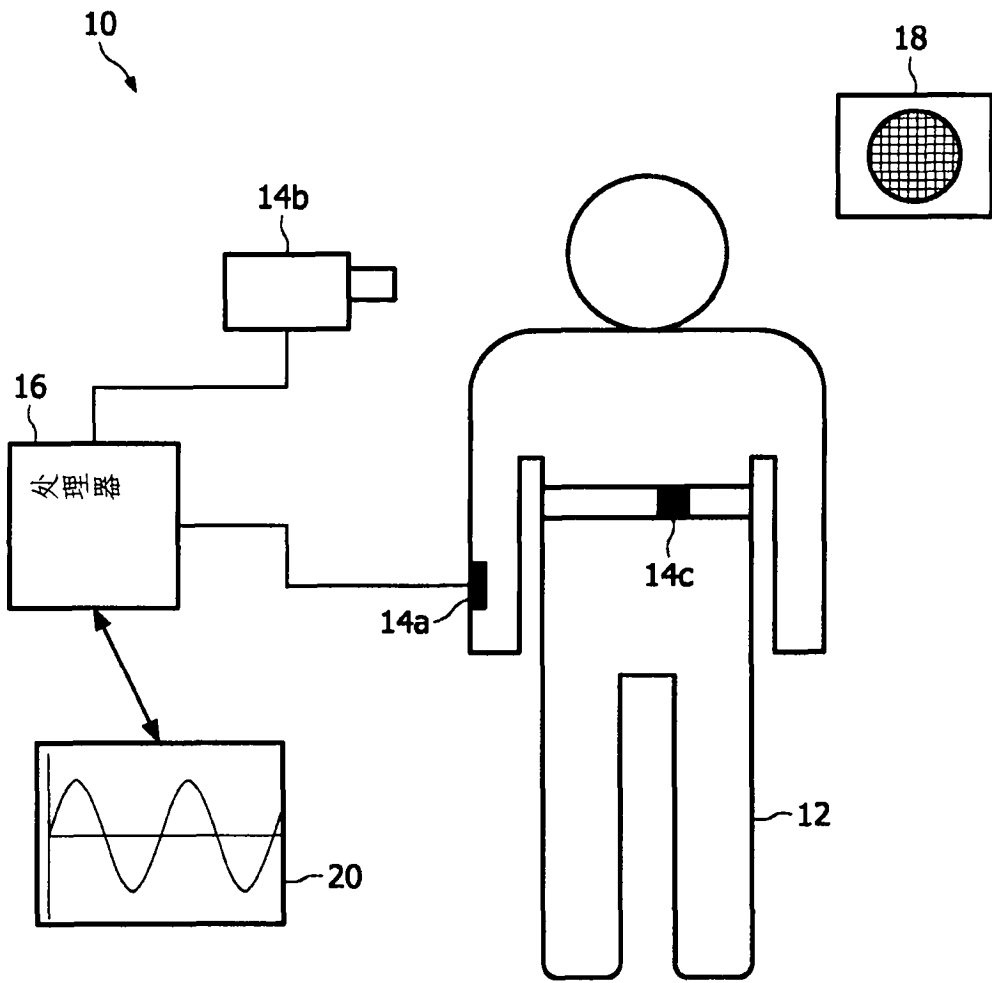


图 1

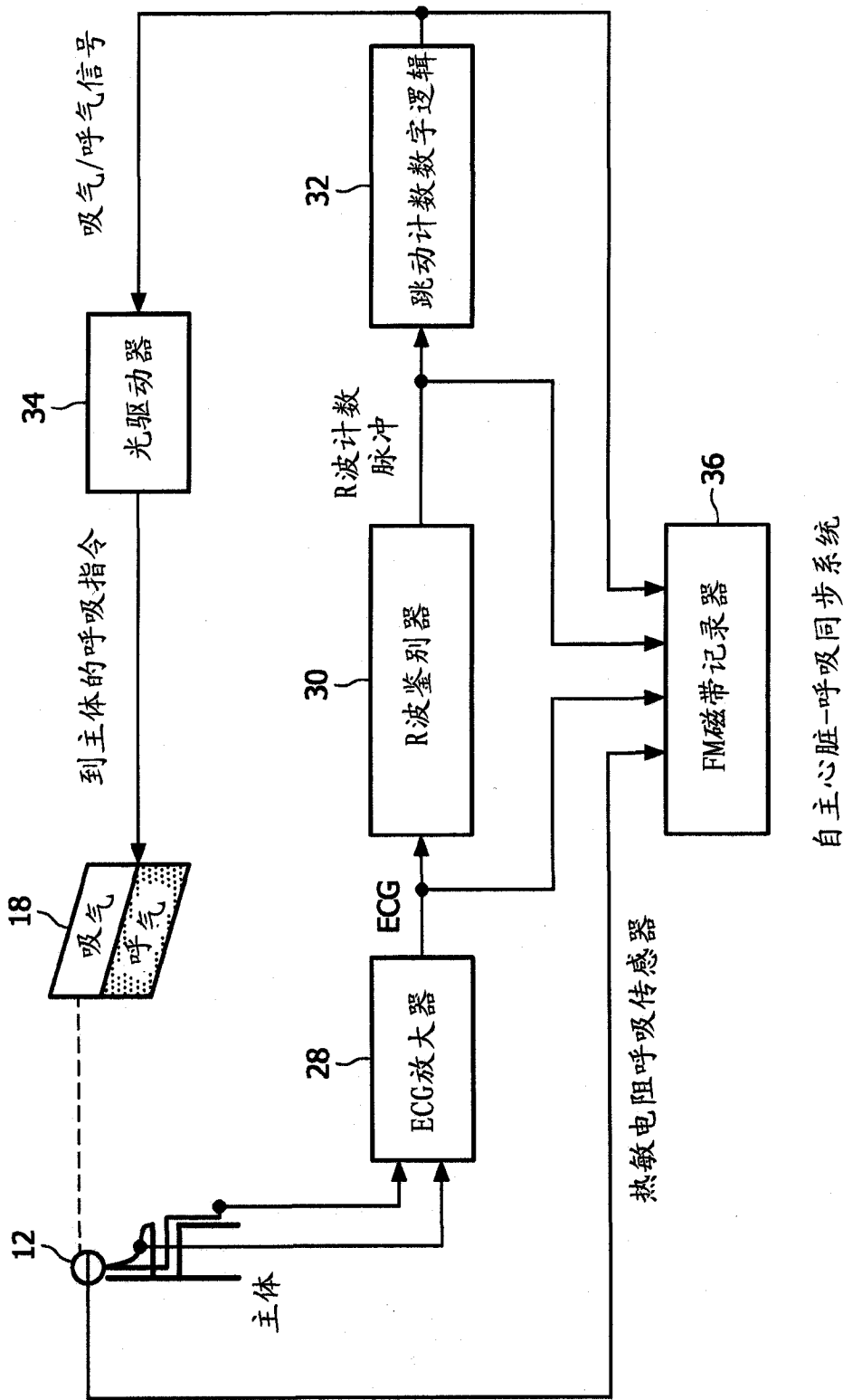


图 2

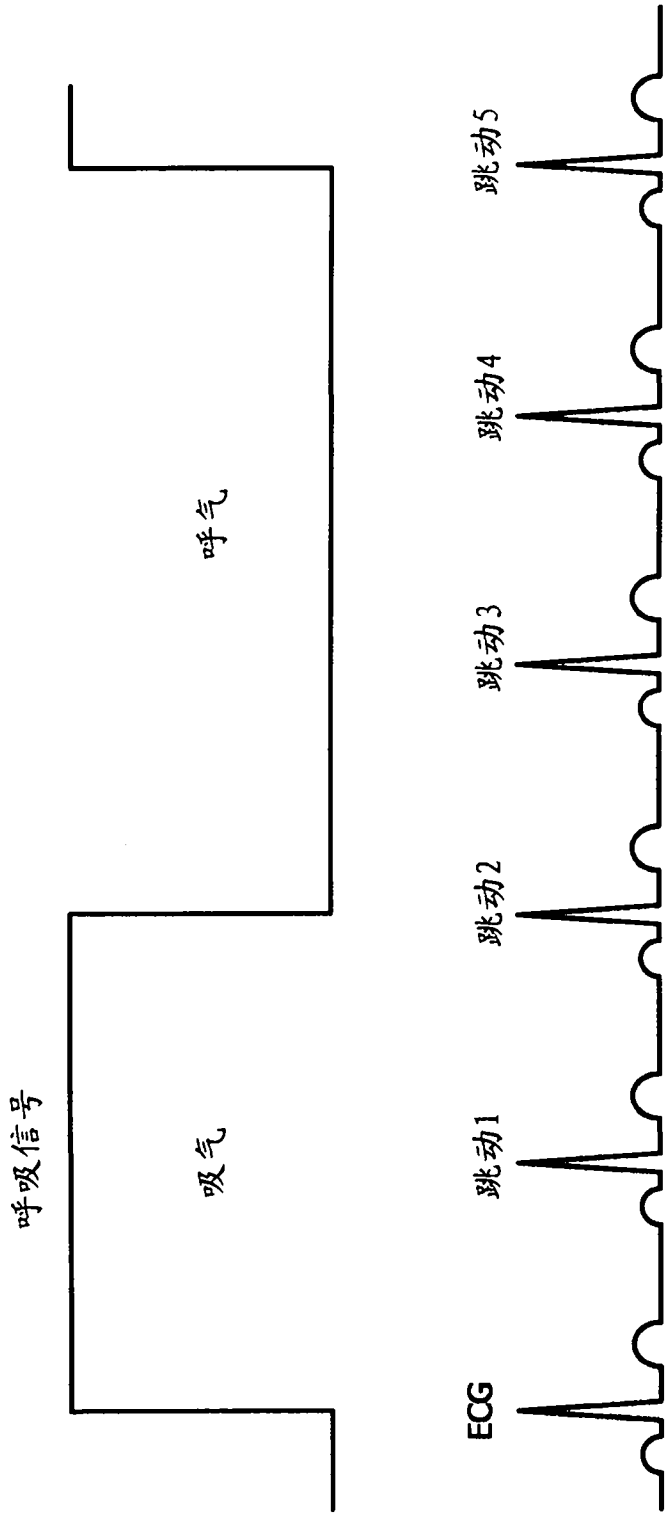


图 3

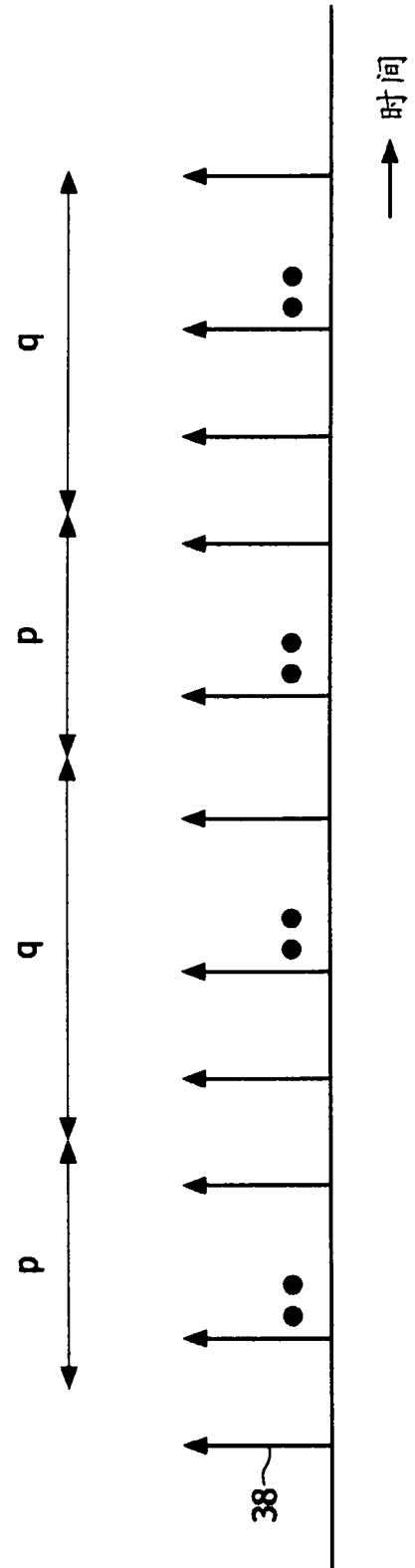


图 4

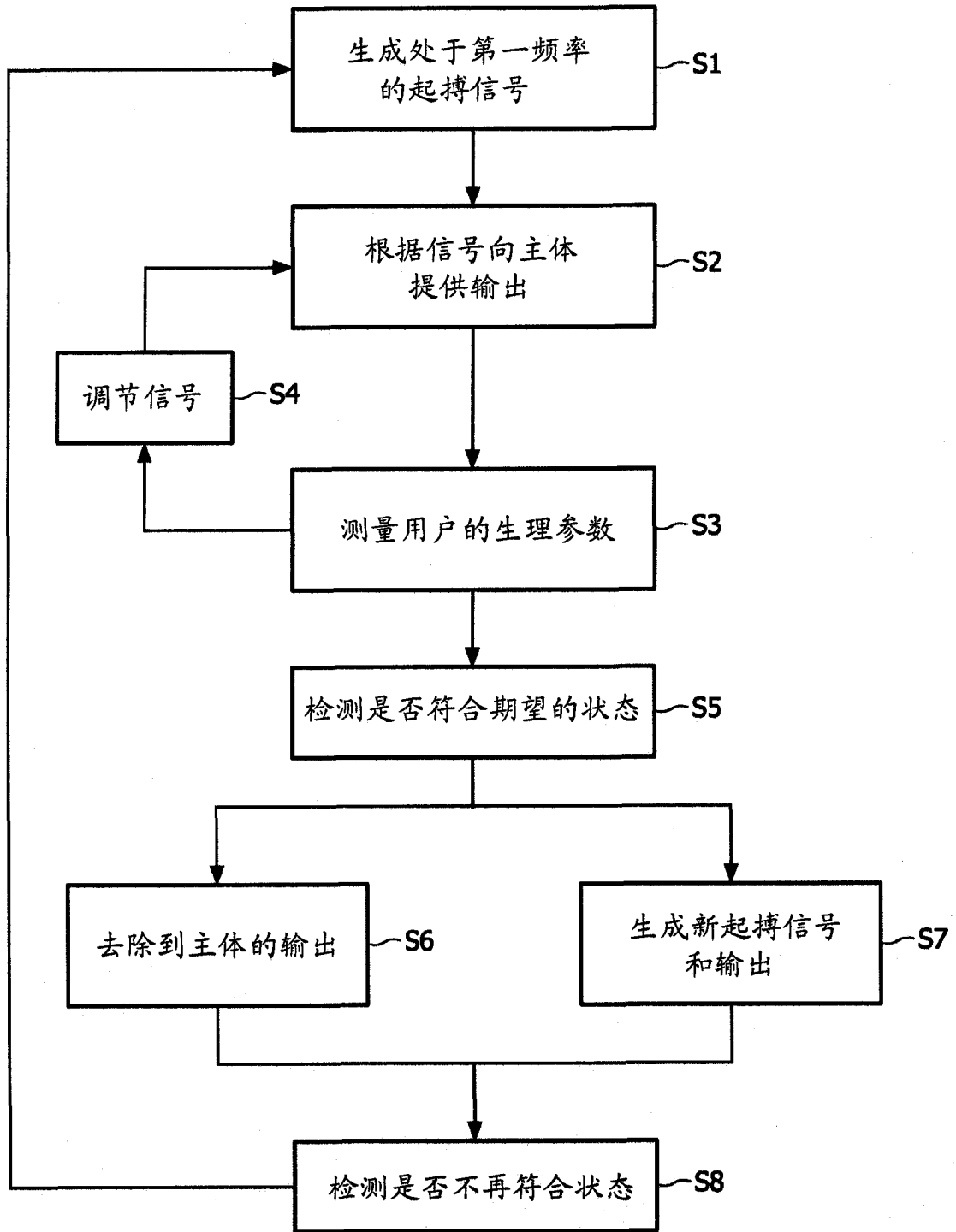


图 5

专利名称(译)	用于保持主体状态的方法和系统		
公开(公告)号	CN102056536B	公开(公告)日	2015-05-20
申请号	CN200980121135.0	申请日	2009-05-29
[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	A61B5/00		
CPC分类号	A63B71/0686 A61B5/02405 A61B5/486 A61N1/36078 A61N1/3611 A63B23/185 A63B24/0075 A63B2071/0625 A63B2220/807 A63B2230/06 A63B2230/062 A63B2230/50		
代理人(译)	刘鹏		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	2008157701 2008-06-06 EP		
其他公开文献	CN102056536A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种保持主体(12)的状态的方法包括：生成处于第一频率的起搏信号(20)；基于所生成的起搏信号向主体提供呼吸信号，其指示主体的吸气和呼气间隔以便控制呼吸率；测量主体的包括心跳的一个或多个生理参数；调节锁相到心跳的所述间隔；检测所测量的参数符合主体的期望状态；以及去除基于所生成的起搏信号向主体提供呼吸信号或生成处于第二频率的新起搏信号，并且基于所生成的新起搏信号向主体提供呼吸信号。

