



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106572802 A

(43)申请公布日 2017.04.19

(21)申请号 201580041815.7

(22)申请日 2015.07.23

(30)优先权数据

20145694 2014.07.28 FI

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.01.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/055576 2015.07.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/016778 EN 2016.02.04

(71)申请人 株式会社村田制作所

地址 日本京都府

(72)发明人 乌尔夫·梅里黑内

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 王萍 陈炜

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/029(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

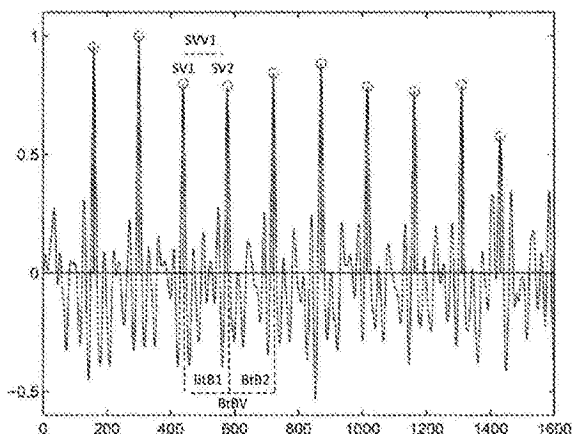
权利要求书3页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

用于监测压力的方法和系统

(57)摘要

用于监测主体的压力水平的方法和系统。同时获得主体的心脏的心跳至心跳时间变化和每搏输出量变化,并且根据心跳至心跳时间变化和相对每搏输出量变化来确定压力水平指示。可以获得对压力水平的更加准确和可靠的估计。



1. 一种用于监测主体的压力水平的方法,所述方法包括:
同时获得所述主体的心脏的心跳至心跳时间变化和每搏输出量变化;以及
根据所述心跳至心跳时间变化和所述相对每搏输出量变化来确定压力水平指示。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,将所述压力水平指示计算为同时从所述主体获得的所述心跳至心跳时间变化与所述每搏输出量变化之比。
3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,根据一个传感器的传感器信号来确定所述心跳至心跳时间变化和所述相对每搏输出量变化。
4. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,根据一个传感器的传感器信号来确定所述心跳至心跳时间变化并且根据另外的传感器的传感器信号来确定所述相对每搏输出量变化。
5. 根据权利要求3或4所述的方法,其中,根据利用加速计或角速率传感器生成的冲击描记信号来获得所述心跳至心跳时间变化和所述相对每搏输出量变化中的至少一个。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,根据利用压力传感器生成的血压波信号来获得所述心跳至心跳时间变化和所述相对每搏输出量变化中的至少一个。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中,通过对连续的心跳至心跳时间差的绝对值进行低通滤波来计算所述心跳至心跳时间变化,或者通过对连续的每搏输出量值之差进行低通滤波来计算所述每搏输出量变化。
8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,其中,通过监测系统的接口单元来显示所述压力水平指示。
9. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,其中,所述压力水平指示用于在所述主体的生理参数和/或另外的信号可用的监测系统中进一步处理。
10. 根据前述权利要求1至9中任一项所述的方法,其中,所述压力水平指示是利用以下函数计算的:
$$SI = HRV / SVV$$

其中,SI是所述压力水平指示,HRV是所述心跳至心跳时间变化,并且SVV是所述每搏输出量变化。
11. 根据前述权利要求1至9中任一项所述的方法,其中,所述压力水平指示是利用以下函数计算的:
$$SI = HRV / (SVV / SV)$$

其中,SI是所述压力水平指示,HRV是所述心跳至心跳时间变化,SVV是所述每搏输出量变化,并且SV是在测量时段期间所述主体的平均每搏输出量。
12. 根据前述权利要求1至9中任一项所述的方法,其中,所述压力水平指示是利用以下函数计算的:
$$SI = HRV / (1 + k * SVV / SV)$$

或
$$SI = HRV / (SVV / SV)^k$$

其中,SI是所述压力水平指示,HRV是所述心跳至心跳时间变化,SVV是所述每搏输出量变化,SV是在测量时段期间所述主体的平均每搏输出量,并且k是选择的系数。
13. 根据前述权利要求1至9中任一项所述的方法,其中,所述压力水平指示是利用以下函数计算的:

$$SI = HFHRV / (LFHRV * SVV / SV) = (HFHRV * SV) / (LFHRV * SVV)$$

其中,SI是所述压力水平指示,LFHRV是低频带中的心率变异性,HFHRV是高频带中的心率变异性,SVV是所述每搏输出量变化,SV是在测量时段期间所述主体的平均每搏输出量。

14. 根据权利要求13所述的方法,还包括输出根据经滤波的压力水平指示信号SI而计算的所述主体的睡眠周期的指示。

15. 一种压力监测系统,包括:

用于同时获得主体的心脏的心跳至心跳时间变化和每搏输出量变化的装置;以及
用于根据所述心跳至心跳时间变化和所述相对每搏输出量变化来确定压力水平指示的装置。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中,用于确定的所述装置被配置成将所述压力水平指示计算为心跳至心跳时间与每搏输出量变化之比,其中,所述变化同时从所述主体获得。

17. 根据权利要求15或16所述的系统,其中,所述系统包括传感器单元,并且用于确定的所述装置被配置成根据所述传感器单元的一个传感器信号来计算所述心跳至心跳时间变化和所述相对每搏输出量变化。

18. 根据权利要求15或16所述的系统,其中,所述系统包括传感器单元,并且用于确定的所述装置被配置成根据所述传感器单元的传感器信号来计算所述心跳至心跳时间变化并且根据所述传感器单元的另外的传感器信号来计算所述相对每搏输出量变化。

19. 根据权利要求15或16所述的系统,其中,所述系统包括加速计或角速率传感器,并且用于确定的所述装置被配置成根据利用所述加速计或所述角速率传感器生成的心冲击描记信号来计算所述心跳至心跳时间变化和/或所述相对每搏输出量变化。

20. 根据权利要求17或18所述的系统,其中,所述系统包括压力传感器,并且其中,用于确定的所述装置被配置成根据利用所述压力传感器生成的血压波信号来计算所述心跳至心跳时间变化和/或所述相对每搏输出量变化。

21. 根据权利要求19或20所述的系统,其中,通过将所述心冲击描记信号或所述血压波信号的连续的最大值和最小值的序列与预设阈值进行比较来检测心跳。

22. 根据前述权利要求15至21中任一项所述的系统,其中,用于计算所述压力水平指示的函数为:

$$SI = HRV / SVV$$

其中,SI是所述压力水平指示,HRV是所述心跳至心跳时间变化,并且SVV是所述每搏输出量变化。

23. 根据前述权利要求15至21中任一项所述的系统,其中,用于计算所述压力水平指示的函数为:

$$SI = HRV / (SVV / SV)$$

其中,SI是所述压力水平指示,HRV是所述心跳至心跳时间变化,SVV是所述每搏输出量变化,并且SV是在测量时段期间所述主体的平均每搏输出量。

24. 根据前述权利要求15至21中任一项所述的系统,其中,用于计算所述压力水平指示的函数为:

$$SI = HRV / (1 + k * SVV / SV)$$

或

$$SI = HRV / (SVV / SV)^k$$

其中,SI是所述压力水平指示,HRV是所述心跳至心跳时间变化,SVV是所述每搏输出量变化,SV是在测量时段期间所述主体的平均每搏输出量,并且k是选择的系数。

25. 根据前述权利要求15至21中任一项所述的系统,其中,用于计算所述压力水平指示的函数为:

$$SI = HFHRV / (LFHRV * SW / SV) = (HFHRV * SV) / (LFHRV * SVV)$$

其中,SI是所述压力水平指示,LFHRV是低频带中的心率变异性,HFHRV是高频带中的心率变异性,SVV是所述每搏输出量变化,SV是在测量时段期间所述主体的平均每搏输出量。

26. 根据权利要求25所述的系统,其中,所述系统被配置成输出所述主体的睡眠周期的指示,所述睡眠周期的每个指示通过对压力水平指示信号SI进行数字滤波而产生。

27. 一种计算机程序产品,所述计算机程序产品能够由计算机读取并且对用于在压力监测系统中执行根据权利要求1至14中任一项所述的方法的指令进行编码。

用于监测压力的方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及监测主体的生命体征,并且具体涉及在独立权利要求的前序中限定的用于监测主体的压力水平的系统、方法以及计算机程序产品。

背景技术

[0002] 可以将压力(stress)定义为由倾向于改变存在的平衡的因素引起的身体或精神紧张的状态(Merriam-Webster的在线词典)。近年来,从健康的观点以及从运动训练的观点二者来看,具有生物的生理和/或精神压力水平以及压力的恢复状况的良好且可靠的图片变得越来越重要。这对于耐力运动中的最佳训练可能尤其重要。

[0003] 心率变异性(HRV)指的是心脏的心跳至心跳间隔的变化。心跳至心跳间隔的变化是生理现象;心脏的窦房结接收若干不同输入,并且瞬时心率及其变化是这些输入的结果。最近的研究越来越多地将高的HRV与良好的健康和高健康水平联系,而将减小的HRV与压力和疲劳相关联。在各种应用中,因此通过根据心脏的心跳至心跳间隔测量HRV来估计压力和压力的恢复状况。

[0004] 许多压力和恢复状况监测应用使用ECG(心电图)技术来测量主体的心脏的心跳至心跳间隔,并且根据这些所测量的值来确定HRV。心率中自然出现的主要波动由于呼吸而发生是已知的,但是尽管有许多研究,然而还不完全了解呼吸诱发的心率变化的精确机制。监测应用包括各种HRV分析方法,但是仍存在许多挑战。

[0005] 可能出现误差的情形的示例是例如对运动员的整夜恢复状况分析。图1示出了在整夜测量中人的心率和心率变异性。可以看出,在入睡的阶段期间,呼吸深度和呼吸率的变异性减小,并且心率变异性也随同前述二者减小。这倾向于导致错误判断增加的压力,尽管发生情况相反。

[0006] 为了使个体的结果可比较,一些简单的商业训练应用指导它们的用户每日在相似的条件(例如,在早晨)下测量HRV。这消除了呼吸对测量的一些影响,但是相关条件的相似性难以证实,因此结果仅在一定程度上可靠。在其他类型的训练应用中,要求用户提供与他们的预先测量活动有关的手动输入的另外的数据,并且该另外的数据用于改进对所测量的HRV值的解释。这样的方法更准确,但是对于用户而言却耗时费力。此外,这样的方法仍然是间接的,即解释是基于实验和平均统计数据的。

[0007] 还存在以下应用,所述应用使用高级数学分析方法、根据所测量的心跳至心跳间隔来确定压力的水平。例如,频域方法分配频带并且将所测量的心跳至心跳间隔划分到各个频带。然后根据所测量的间隔跨这些频带的分布导出压力水平。在时域方法中,对心跳至心跳间隔进行统计分析以给出变量,例如标准偏差、逐次差分的均方根等。这些方法可以提供更高的准确性,但是需要大量的计算。并且对所计算的分布和变量的解释仍然是间接的,即基于实验和平均数据。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种消除或减轻现有技术的缺点中的至少一个的改进的压力监测。利用根据独立权利要求的特征部分的系统、方法和计算机程序产品来实现本发明的目的。

[0009] 在从属权利要求中公开了本发明的一些有利实施方式。

[0010] 本发明应用以下理解：通过主体的呼吸来调整心脏的每搏输出量的变化，但是生理或精神压力对每搏输出量的变化影响微小。因此，当与心脏的心跳至心跳的时间同时测量每搏输出量时，可以充分地将呼吸的影响和身体和心理压力的影响与所测量的值分离。这意味着可以获得对压力水平的更加准确和可靠的估计。

附图说明

[0011] 在下文中，将参照附图、结合优选实施方式来更加详细地描述本发明，在附图中：

[0012] 图1示出了在整夜测量中人的心率变异性；

[0013] 图2示出了监测系统的实施方式的功能元件；

[0014] 图3示出了压力监测系统的功能配置；

[0015] 图4示出了远程监测系统；

[0016] 图5示出了在测试主体的心跳周期期间的示例性经滤波的角心冲击描记 (ballistocardiologic) 信号；以及

[0017] 图6示出了在测试情形下主体的睡眠周期曲线。

具体实施方式

[0018] 以下实施方式为示例性的。虽然说明书可能提及“一 (an)”、“一个 (one)”或“一些”实施方式，然而这未必意味着每个这样的提及针对相同的实施方式，或者未必意味着特征仅适用于单个实施方式。可以将不同实施方式的单个特征组合以提供另外的实施方式。

[0019] 在下文中，将利用其中可以实现本发明的各种实施方式的设备架构的简单示例来描述本发明的特征。仅详细描述了与用于说明实施方式相关的元件。

[0020] 根据本发明的监测系统生成针对指示主体的压力或者压力恢复状况的一个或更多个参数的一个或更多个输出值。这些值可以原样使用或者可以被进一步处理成主体的压力或者压力恢复状况的指示。本文中，监测系统被公开为应用于人类主体。然而，本发明可适用于动物物种或具有心脏的任何类型的主体。

[0021] 本发明包括同时获得主体的心跳至心跳时间变化和每搏输出量。此处，心跳至心跳时间变化或心率变异性 (HRV) 指的是主体的心跳之间的时间间隔中发生变化的生理现象。用于检测心跳的方法包括例如心电图 (ECG)、利用血压计的血压测量、心冲击描记设备以及利用光电容积描记器 (PPG) 或压力传感器的脉搏波信号测量。

[0022] 此处，每搏输出量 (SV) 指的是伴随着每次心跳从心脏的一个心室泵出的血液量。可以根据心室容量的测量、通过以下来计算每搏输出量：从恰好在心跳之前心室中的血液量 (称作舒张末期容量) 中减去该次心跳结束时心室中的血液量 (称作收缩末期容量)。用于检测每搏输出量的方法包括超声波描记图、心冲击描记设备以及利用光电容积描记器 (PPG) 或压力传感器的脉搏波信号测量。此处，每搏输出量变化 (SVV) 指的是主体的每搏输出量中发生变化的生理现象。

[0023] 本发明公开了包括用于同时测量主体的心跳至心跳时间变化和每搏输出量变化的装置的设备。取决于所应用的用于检测心跳或每搏输出量的方法,可以使用用于测量SVV和HRV的一个单个传感器或分立的传感器。

[0024] 图2的框图示出了根据本发明的监测系统200的实施方式的功能元件。监测系统200给出了包括传感器的配置的示例,所述传感器被配置成获得指示主体的心脏的每搏输出量和心跳至心跳时间二者的心冲击描记信号。监测系统200还包括信号处理装置,该信号处理装置被配置成根据心冲击描记信号来生成指示主体的压力或者压力恢复状况的输出参数的测量值。可以将这些元件实现为系统的一个物理设备或者两个或更多个电耦接或通信耦接的物理设备。

[0025] 图2示出了监测系统200包括传感器单元202和控制单元204的示例性配置。传感器单元202可以被视为要附接至被监测的主体的元件,并且控制单元204可以被视为通信耦接至传感器单元202但是在物理上与被监测的主体分离的元件。传感器单元202可以直接附接至被监测的主体或按压在被监测的主体上,或者可以将传感器单元202放置成间接地从附接至主体或按压在主体上的元件、例如床或椅子获得心冲击描记信号。

[0026] 传感器单元202包括用于获得心冲击描记信号的一个或更多个传感器206。心冲击描记术通常指的是用于测量身体移动的技术,所述身体移动是响应于在心跳周期期间身体的质量中心的移动而引起的。传感器可以感测身体的线性运动或角运动,因此传感器例如是加速计或陀螺仪。

[0027] 传感器单元202还可以包括信号调节单元208,该信号调节单元208操纵原始输入电信号以满足下一阶段的进一步处理的要求。信号调节可以包括例如对传感器输入信号进行隔离、滤波、放大以及将传感器输入信号转换成可以被转送至另一控制设备或控制系统的、成比例的输出信号。信号调节单元208还可以对信号执行一些计算功能,如求和、积分、脉冲宽度调制、线性化以及其他数学运算。可替换地,信号调节单元208可以包括在控制单元204中。

[0028] 在使用角运动的传感器的情况下,传感器单元有利地附接至主体的胸部,从主体的胸部可以检测并且获得心脏在每次心跳时的旋转运动。在线性检测中,传感器单元还有利地直接附接至主体,但是可替换地,传感器单元可以间接附接至例如主体休息的床、主体就座的椅子或座位、主体站立的浴室秤等。可以使用加速计来根据从身体传递至中间项(例如,床或椅子)的移动来检测静脉中流动的血液的反冲信号。

[0029] 控制单元204通信耦接至传感器单元以输入由传感器生成的信号、用于进一步处理。通常,耦接是电耦接,允许对传感器单元的电力供应以及传感器单元与控制单元之间的信号的有线交换。然而,传感器单元可以是具有自己的电力供应和针对控制单元的无线电接口的独立单元。另一方面,可以将传感器单元和控制单元实现为一个集成的物理设备。

[0030] 控制单元204是包括处理部件210的设备。处理部件210是用于根据预定义的数据实现操作的系统化执行的一个或更多个计算装置的组合。处理部件可以包括一个或更多个算术逻辑单元、若干专用寄存器和控制电路。处理部件可以包括提供数据介质的存储器单元212或可以连接至存储器单元212,该数据介质可以存储计算机可读数据或程序或者用户数据。存储器单元可以包括一个或更多个单元的易失性存储器或非易失性存储器,例如,EEPROM、ROM、PROM、RAM、DRAM、SRAM、固件、可编程逻辑等。

[0031] 控制单元204还可以包括接口单元214或连接至接口单元214,接口单元214包括用于向控制单元的内部处理输入数据的至少一个输入单元以及用于从控制单元的内部处理输出数据的至少一个输出单元。

[0032] 如果应用线路接口,则接口单元214通常包括插入式单元,该插入式单元用作针对递送至其外部连接点的信息以及针对馈送至与其外部连接点连接的线路的信息的网关。如果应用无线电接口,则接口单元214通常包括无线电收发器单元,该无线电收发器单元包括发送器和接收器。无线电收发器单元的发送器可以从处理部件210接收比特流,并且将比特流转换成用于通过天线发送的无线电信号。相应地,通过天线接收的无线电信号可以被引导至无线电收发器单元的接收器,所述接收器将无线电信号转换成向处理部件210转送以用于进一步处理的比特流。可以在一个接口单元中实现不同的线路接口或无线电接口。

[0033] 接口单元214还可以包括用户接口,该用户接口具有用于输入数据的小键盘、触摸屏、麦克风或等同物以及用于向设备的用户输出数据的屏幕、触摸屏、扬声器或等同物。

[0034] 处理部件210和接口单元214电互连以提供以下装置,所述装置用于根据预定义的基本上程序化的处理来实现针对所接收到的和/或存储的数据的操作的系统化执行。这些操作包括本文中针对图2的监测系统的控制单元所描述的过程。

[0035] 图3示出了包括图2的传感器单元202和控制单元204的压力监测系统200的功能配置。在心跳周期期间,传感器单元在与主体直接接触或间接接触时暴露于身体的反冲运动。响应于该运动,传感器生成心冲击描记信号并且将其转送至控制单元。控制单元包括数据处理功能 F_1 、 F_2 ,数据处理功能中的每个定义心冲击描记信号的值与指示主体的心脏的运转参数的输出参数 p_1 、 p_2 的值之间的规则或对应关系。在图2的示例性实施方式中,第一功能 F_1 产生表示主体的心脏的心跳至心跳时间变化的参数 p_1 的值。第二功能 F_2 产生表示主体的心脏的每搏输出量变化的参数 p_2 的值。控制单元还包括数据处理功能 F_3 ,数据处理功能 F_3 定义同时测量的参数 p_1 和 p_2 的值与指示被监测的主体的压力水平的输出参数 I 的至少一个值之间的对应规则。控制单元204可以将输出参数 I 的值存储至本地数据存储装置用于稍后处理,通过控制单元的用户接口以一种或更多种介质形式来将输出参数 I 的值输出以及/或者将输出参数 I 的值传送至远程节点用于进一步处理。

[0036] 图4示出了包括图2的监测系统的远程监测系统。该系统可以包括本地节点400,本地节点400包括图2的传感器单元202和控制单元204。另外,本地节点400可以通信连接至远程节点402。远程节点402可以例如是向一个或多个用户提供作为服务的监测应用的应用服务器。利用该应用所监测的方面中之一可以是用户的压力水平。可替代地,远程节点可以是其中已经安装了压力监测应用的个人计算设备。本地节点可以是包括上面所描述的传感器单元和控制单元的设备的组合或者专用设备。可替代地,可以将本地节点实现为与多用途计算机设备(例如,用户的网络终端、移动电话、或便携式计算设备)中的客户端应用接合(interface)的传感器单元。计算机设备中的客户端应用还可以与传感器单元和服务器应用接合。服务器应用可以在物理远程节点402中或者在能够通过通信网络访问的远程节点的云中可用。

[0037] 尽管可以将本发明的各个方面示出和描述为框图、消息流图、流程图和逻辑流图,或者使用一些其他图形表示,然而充分理解的是,所示出的单元、块、装置、系统元件、过程和方法可以例如以硬件、软件、固件、专用电路或逻辑、计算设备或其一些组合来实现。软件

例程(也可以称为程序产品)是虚拟(manufacture)的物品并可以存储在任何装置可读的数据存储介质中,并且软件例程包括用于执行特定预定义任务的程序指令。因此,本发明的实施方式还提供一种能够由计算机读取并且对下述指令进行编码的计算机程序产品,所述指令用于在图2、图3或图4的设备或系统中监测主体的压力水平或压力恢复状况。

[0038] 如上面所论述的,可替代地,可以利用脉搏波测量设备来获得指示主体的心脏的每搏输出量和心跳至心跳时间二者的信号。这样的设备包括用于将压力传感器可拆卸地附接至主体的外表面上的位置的紧固元件。压力传感器可以被配置成响应于动脉压力波使位于该位置的组织下的血管膨胀或收缩来生成根据组织的变形而变化的脉搏波信号。处理部件被配置成输入脉搏波信号并且根据脉搏波信号来计算表示主体的心脏的每搏输出量和心跳至心跳时间的脉搏波参数。

[0039] 所应用的传感器有利地是微机电设备,但是也可以应用其他检测技术。有利地,使用用于测量每搏输出量和心跳至心跳间隔二者的单个传感器,因为它降低了成本并且简化了两种类型的参数的处理。然而,还可以利用生成两个分离的信号的配置来实现本发明,只要可以同时检测即可。

[0040] 在本上下文中,同时性与跟随主体的心动周期的一个或更多个信号的周期性质相关联。图5示出了在测试主体的心跳周期期间的示例性经滤波的角心冲击描记信号S。纵轴表示在特定感测方向上感测到的角速率的大小并且横轴表示流逝的时间或时间步的累计数目。控制单元可以被配置成生成各种输出参数的值,例如,参数可以指示主体的心脏的每搏输出量。可以通过确定角心冲击描记信号S的幅度并且将该幅度用作用以表示时间上的(temporal)每搏输出量的值来生成每搏输出量的输出参数。例如,峰值幅度、半幅度或均方根幅度可以用于该目的。由于信号不是纯的对称周期波,因此有利地相对于定义的参考值来测量幅度,例如,根据信号曲线的零点来测量。也可以在范围内应用其他参考值。然后,可以将每搏输出量变化的值计算为两个连续的时间上的每搏输出量值之间的差。

[0041] 可替代地或另外地,参数可以指示主体的心跳。例如,可以通过选择角心冲击描记信号S的特征点并且确定连续信号序列中的特征点的出现来生成输出参数。例如,可以将信号序列的最大值或最小值用作特征点。特征点的出现可以被视为中心跳的时间戳。两个时间戳之间的时段可以被视为表示主体的心脏的时间上的心跳至心跳(B-B)时间,并且心跳至心跳时间的倒数可以被视为表示主体的心率(HR)。然后,可以将心跳至心跳间隔变化的值计算为两个连续心率值之间的差。

[0042] 可以利用脉搏波信号来使用类似的方法;可以应用波的幅度来确定每搏输出量并且可以应用连续波的特征点之间的时段来确定心跳至心跳间隔。

[0043] 在每搏输出量和心跳至心跳时间变化二者的确定中,应用所测量的信号的特定时段。在每搏输出量测量中,可以在零点与信号曲线时段的某一时间点处的最大值之间确定幅度。另一方面,甚至可以应用整个信号曲线时段来计算平均幅度值。取决于所选择的幅度确定机制,也可以应用这两个示例之间的部分信号时段。可以根据两个连续信号曲线时段中的特征点之间的间隔来确定心跳至心跳时间。因此心跳至心跳时间的变化的计算可以涉及信号曲线的两个或更多个连续时段。

[0044] 在本发明中,同时获得主体的心跳至心跳时间变化和相对每搏输出量变化并且根据心跳至心跳时间变化和相对每搏输出量变化来确定压力水平指示SI。在本上下文中,当

应用于确定用于确定压力水平指示的值的、每搏输出量变化的值的一个或多个间隔和应用于确定用于确定压力水平指示的值的、心跳至心跳时间变化的值的一个或多个间隔在时间上至少部分地重叠时,每搏输出量变化和心跳至心跳时间变化可以被视为同时获得。

[0045] 利用图5中的示例来说明同时测量的概念。图5示出了根据信号曲线的零点与信号时段的最大点之间的差来计算时间上的每搏输出量SV1、SV2的简化示例性计算方法。根据两个连续信号时段的最大点之间的间隔来计算时间上的心跳至心跳时间BtB1、BtB2。然后,可以根据时间上的每搏输出量SV1、SV2的差来计算每搏输出量变化SVV1,并且根据时间上的心跳至心跳时间BtB1、BtB2之间的差来计算心跳至心跳间隔变化BtBV。在图5中利用水平的虚线标记出应用于确定每搏输出量变化的值的间隔以及用于确定心跳至心跳时间变化的值的间隔。可以看出这些间隔在时间上至少部分地重叠并且可以应用于确定压力水平指示SI的值。将该原理应用于使用其他信号类型或两个分离的信号的配置对于本领域技术人员而言是清楚的。

[0046] 获得心跳至心跳时间变化的一种选择是对连续心跳至心跳时间差的绝对值进行低通滤波。一个可行的滤波函数为:

$$[0047] \quad y(t) = y(t-1) * (1-k) + x(t) * k,$$

[0048] 其中, $x(t) = \text{ABS}(tb2b(t) - tb2b(t-1))$, $y(t)$ 和 $y(t-1)$ 分别是在时间步 t 和 $t-1$ 处的心跳至心跳时间, 并且 $k < 1$ 是滤波器系数。 $tb2b(t)$ 和 $tb2b(t-1)$ 分别是在时间步 t 和 $t-1$ 处的心跳至心跳时间。

[0049] 计算相对每搏输出量变化的一种选择是:

$$[0050] \quad \text{SVV}(t) = \text{SVV}(t-1) * (1-k) + k * x(t)$$

[0051] 其中, $\text{SVV}(t)$ 和 $\text{SVV}(t-1)$ 分别是在时间步 t 和 $t-1$ 处的相对每搏输出量变化, $k < 1$ 是滤波器系数, 并且 $x(t) = \text{ABS}(SV(t) - SV(t-1)) / \text{AVE_SV}(t)$, 其中, $SV(t)$ 和 $SV(t-1)$ 分别是在时间步 t 和 $t-1$ 处的每搏输出量, 并且 $\text{AVE_SV}(t)$ 是低通滤波的每搏输出量函数。滤波器可以例如具有与上面用于对心跳至心跳时间进行滤波的滤波器的形式相同的形式, 即:

$$[0052] \quad y(t) = y(t-1) * (1-k) + x(t) * k,$$

[0053] 其中, $x(t)$ 是原始每搏输出量并且 $y(t)$ 是经低通滤波的每搏输出量。

[0054] 已知每搏输出量和心跳至心跳率二者随着主体的呼吸而变化, 但是心跳至心跳时间变化显著地受精神压力和生理压力影响, 然而每搏输出量变化主要受呼吸深度影响。与心跳至心跳时间变化同时地测量每搏输出量变化的可能性使得能够将恢复状况和身体压力或心理压力的影响与所测量的值分离。因此, 可以通过最小量计算、直接根据一个或两个传感器数据信号输入来获得准确的压力指示。

[0055] 令压力水平指示SI来指示主体所经历的精神压力和生理压力的水平的表示。SI可以被计算为所测量的心跳至心跳时间变化(HRV)和每搏输出量变化(SVV)的函数:

$$[0056] \quad \text{SI} = f(\text{HRV}; \text{SVV})$$

[0057] 出于SI计算的目的, 可以假定: 在可适用的测量持续时间(若干分钟至小时)期间, 心跳至心跳时间变化(HRV)和每搏输出量变化(SVV)的关系的变化是与压力有关的。可以用于计算SI的函数的简单示例为:

$$[0058] \quad \text{SI} = \text{HRV} / \text{SVV}$$

[0059] 因此, 在无压力时, 可以假定两个参数值的关系保持在定义的范围。偏离该范

围,尤其是HRV变得小于SVV,可以被视为指示压力水平增加。

[0060] 另一可能性是使用函数:

$$[0061] \quad SI = HRV / (SVV / SV)$$

[0062] 其中,SV是在测量期间主体的平均每搏输出量。

[0063] 还可以使用其他类型的函数,例如,其中对呼吸的影响的补偿是衰减的或非线性的函数,即:

$$[0064] \quad SI = HRV / (1 + k * SVV / SV)$$

[0065] 或

$$[0066] \quad SI = HRV / (SVV / SV)^k$$

[0067] 其中,k是系数。

[0068] 在分析中,在频谱式样(profile)中可以将心率变异性(HRV)分为高频(HF)带(0.10Hz至0.40Hz)、低频(LF)带(0.04Hz至0.10Hz)以及超低频(VLF)带(<0.04Hz)。通常在高频(HF)带检测由呼吸周期引起的心率变化。低频(LF)带(0.04Hz至0.10Hz)表示与血管紧张度和血压的调节有关的振荡,包括所谓的0.1Hz波动。在本文中,将低频(LF)带中的心率变异性称为低频心率变异性(LFHRV),并且将高频(HF)带中的心率变异性称为高频心率变异性(HFHRV)。在实施方式中,所应用的函数可以是:

$$[0069] \quad SI = HFHRV / (LFHRV * SVV / SV) = (HFHRV * SV) / (LFHRV * SVV)$$

[0070] 该函数的使用提供了对时间上的压力水平的良好估计。另外,已经检测到SI的变化与主体的睡眠周期非常对应。因此,所提出的方法还使得能够以容易的且非打扰的方式检测主体的睡眠周期。图6示出了利用以下滤波器对SI的信号进行数字滤波而产生的示例性曲线,所述滤波器为:

$$[0071] \quad y(n) = y(n-1) * (1-k) + k * x(n)$$

[0072] 其中,时间因数在10至20分钟之间。在该范围内自然可以应用其他滤波器。有图案的圈示出了主体的睡眠周期。如前所述,该示例中应用的压力水平指示可以被视为描述在监测的间隔期间恢复的水平,以使得上升的压力水平指示曲线指示随同连续的睡眠周期而变高的时间上的恢复水平。

[0073] 可以输出睡眠周期的指示,例如,通过在显示单元中向监测人员显示睡眠周期的指示,或者通过将睡眠周期的指示传送至进一步处理睡眠周期数据以用于监测指示或警报的另一单元。

[0074] 在本发明的实施方式中,通过加速计或者力传感器或压力传感器获得心冲击描记信号。主体的心跳引起血液在主体的身体内流动,从而产生可测量的力。这种由传感器测量的力的一阶导数或二阶导数可以用于确定心率变异性(HRV)。所获得的力信号的导数将产生加速度信号。可以通过将所获得的加速度信号低通滤波至相关带宽来减小由主体移动引起的或来自其他外部源的加速度的影响。可以使用模拟滤波器和数字滤波器二者,例如使用函数:

$$[0075] \quad y(t) = y(t-1) * (1-k) + x(t) * k$$

[0076] 其中,y(t)和y(t-1)分别是时间步t和t-1处的滤波器输出,x(t)是时间步t处的滤波器输入并且k是滤波器系数。

[0077] 然后,可以通过要求对于所检测的心跳、滤波函数满足以下标准中的一个或更多

个来检测心跳。所应用的标准将连续的最大值和最小值的序列与以下预设阈值进行比较：

[0078] • 三个最小值和最大值的序列, $\text{min1} \rightarrow \text{max1} \rightarrow \text{min2} \rightarrow \text{max2} \rightarrow \text{min3} \rightarrow \text{max3}$, 其中, 斜率之和 = $(\text{max1} - \text{min1}) + (\text{max1} - \text{min2}) + (\text{max2} - \text{min2}) + (\text{max2} - \text{min3}) + (\text{max3} - \text{min3})$ 超过预设极限；

[0079] ● 序列 $\text{max} \rightarrow \text{min} \rightarrow \text{max}$, 其中, 斜率之和、例如 = $(\text{max1} - \text{min2}) + (\text{max2} - \text{min2})$ 超过预设极限；

[0080] • 序列 $\text{min} \rightarrow \text{max} \rightarrow \text{min}$, 其中, 斜率之和、例如 = $(\text{max2} - \text{min2}) + (\text{max2} - \text{min3})$ 超过预设极限。

[0081] 如果满足标准中的一个或更多个, 则检测到心跳。可以将所应用的最大值或最小值中的一个 (例如, max1) 选择为所检测到的心跳的时间戳。如上所述, 基于这些单独的心跳时间戳, 可以计算心跳至心跳时间间隔并且可以由此来计算心跳至心跳时间变化。

[0082] 为了进一步改进, 可以移除不正确的时间间隔并且可以借助于似真性 (plausibility) 标准来填充缺失的间隔, 例如：

[0083] ● 删除以下导出的心跳至心跳时间, 该导出的心跳至心跳时间短于与群体的最大心率对应的心跳至心跳时间或者与所测量的主体的心率对应的心跳至心跳时间、或者短于在测量发生的情况下 (例如, 站立在秤上) 与群体或主体对应的心跳至心跳时间, 以及

[0084] ● 不接受比所讨论的群体或主体的可能的心跳至心跳时间的变化更大的心跳至心跳时间的变化。

[0085] 在使用了似真性标准之后, 可信的心跳保留, 并且可以准确地计算心率变化、例如用于相应的恢复水平或压力水平确定。为此, 可以对所测量的剩余信号进行双重积分以获得心跳脉冲、心跳量以及心脏输出值。然而, 要注意的是, 这种利用连续的最大值和最小值的序列、基于简单计算来检测心跳的方法也可独立地适用于其他应用中的心跳检测。例如, 该方法可以应用于检测例如车辆中或病床上或警戒的设施中人类或动物的存在。所公开的方法需要最小的计算资源, 因此可适用于各种环境, 包括移动应用。

[0086] 由所公开的对主体的压力水平的监测所产生的压力水平指示可以通过经由监测系统的接口单元向主体或向另一人 (例如向监测主体的健康的人) 显示结果而被原样应用。压力水平的视觉指示已经为运动员提供了有关睡眠质量和恢复状况的重要信息, 但是对于处于生命的任何阶段的任何人而言对睡眠质量和精力恢复状况的分析同等重要。所提出的方法可以用于监测胎儿的压力水平, 因此使得能够在怀孕期间对异常状况进行早期检测。视觉压力水平指示还适用于表示生命的稍后阶段、尤其是婴儿期以及晚年的异常状态。

[0087] 还可以在显示功能的情况下或者除显示功能之外应用压力水平指示。压力水平指示可以被用于在主体的生理参数和/或另外的信号可用的监测系统中进一步处理。压力水平指示可以单独地或与其他生理参数结合用于给出病理状况的早期警报, 例如感染或发炎、心肌梗塞、心房纤维性颤动或婴儿猝死综合症的风险增加。

[0088] 对于本领域技术人员而言明显的是, 随着技术进步, 本发明的基本构思可以以各种方式来实现。因此本发明及其实施方式并非限制于以上示例, 而是可以在权利要求的范围内变化。

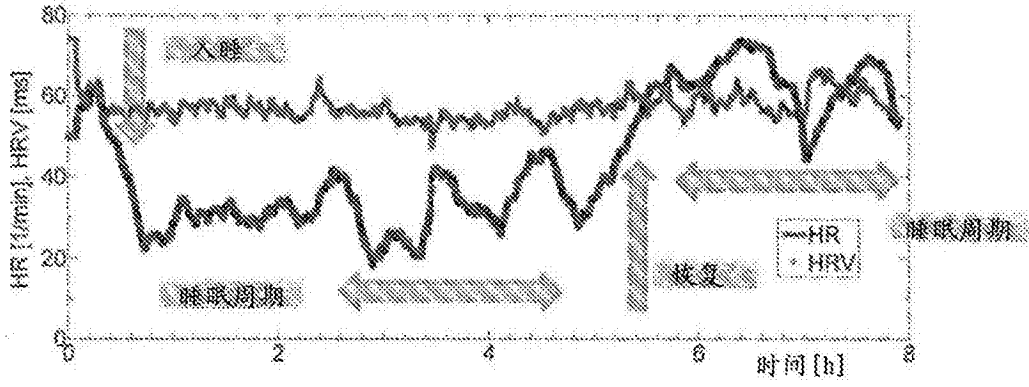


图1

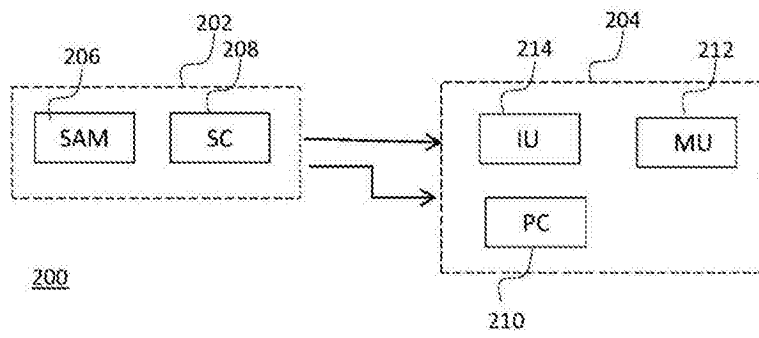


图2

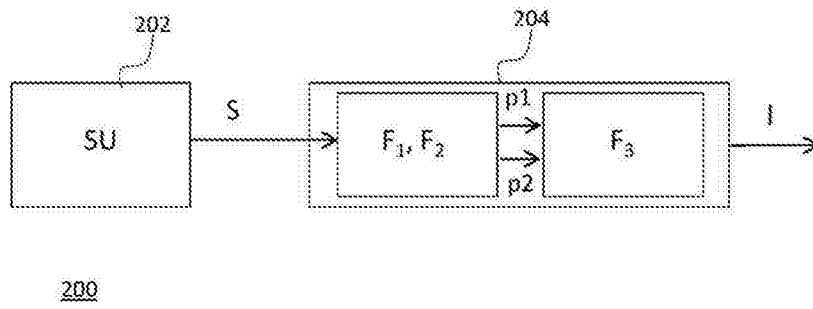


图3

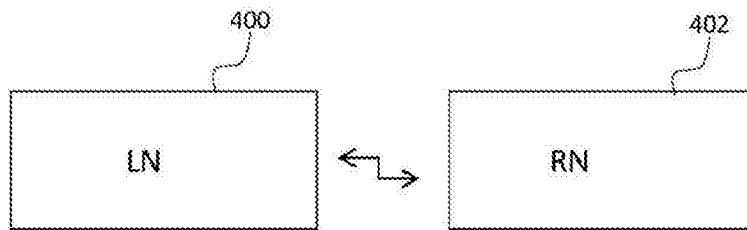


图4

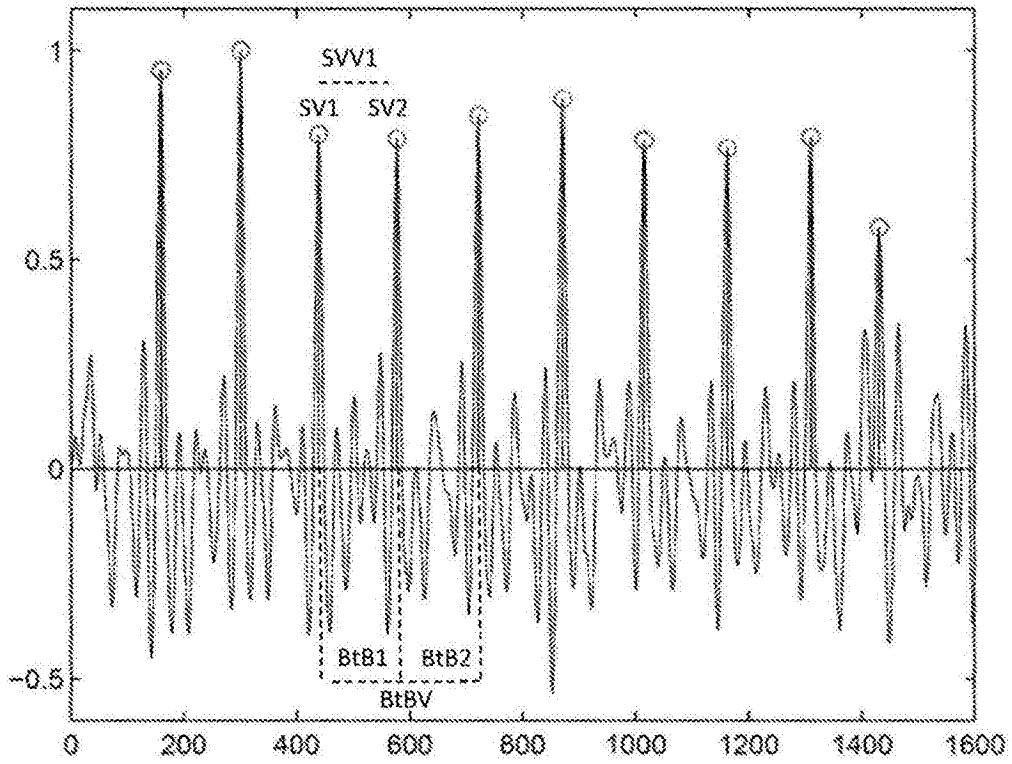


图5

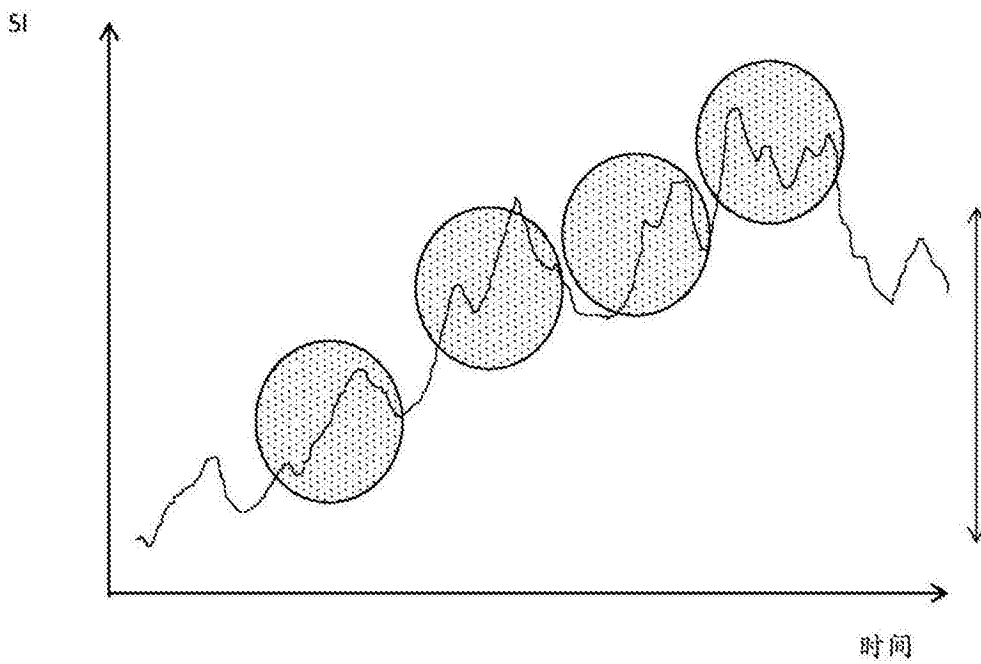


图6

专利名称(译)	用于监测压力的方法和系统		
公开(公告)号	CN106572802A	公开(公告)日	2017-04-19
申请号	CN201580041815.7	申请日	2015-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂		
申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂		
当前申请(专利权)人(译)	有限公司村田生产厂		
[标]发明人	乌尔夫梅里黑内		
发明人	乌尔夫·梅里黑内		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/029 A61B5/11 A61B5/16 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02108 A61B5/02405 A61B5/02416 A61B5/029 A61B5/1102 A61B5/1116 A61B5/165 A61B5/4812		
代理人(译)	王萍 陈炜		
优先权	2014005694 2014-07-28 FI		
其他公开文献	CN106572802B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于监测主体的压力水平的方法和系统。同时获得主体的心脏的心跳至心跳时间变化和每搏输出量变化，并且根据心跳至心跳时间变化和相对每搏输出量变化来确定压力水平指示。可以获得对压力水平的更加准确和可靠的估计。

