



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103168306 B

(45)授权公告日 2017.03.22

(21)申请号 201180052087.1

L.J.M.施兰根

(22)申请日 2011.10.05

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103168306 A

代理人 董宁 汪扬

(43)申请公布日 2013.06.19

(51)Int.Cl.

G06F 19/00(2011.01)

(30)优先权数据

10189084.6 2010.10.27 EP

(56)对比文件

WO 2007143535 A2,2007.12.13,

WO 9846128 A1,1998.10.22,

CN 1724086 A,2006.01.25,

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.04.26

Plamen ch.Ivanov.Scale-invariant

Aspects of Cardiac Dynamics Across Sleep
Stages and Circadian Phases.《Proceedings
of the 28th IEEE,EMBS Annual
International Conference》.2006,446-448.

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/054379 2011.10.05

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2012/056342 EN 2012.05.03

(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

审查员 宋海荣

(72)发明人 A.M.巴罗索 B.萨劳克

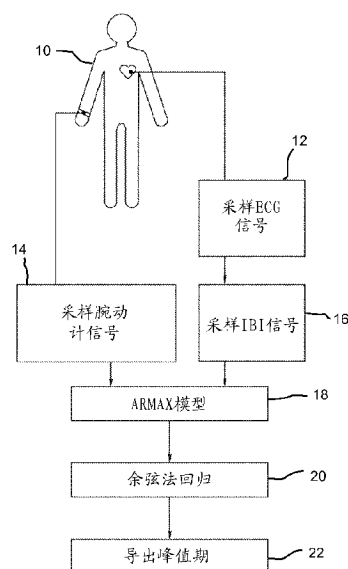
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

判定对象昼夜节律特征的方法

(57)摘要

本发明涉及确定对象昼夜节律特征的方法,其中包括测量指示对象的心功能的第一输入信号,测量至少一个指示对象活动的第二输入信号,将第一输入信号和第二输入信号组合为表示对象昼夜节律的周期性输出信号,并且确定该周期性输出信号的至少一个特征。



1. 一种用于确定对象(10)昼夜节律特征的方法,包括以下步骤:
 - 对指示对象(10)在时段T内的心功能的第一输入信号进行采样以产生大量第一输入信号值 x'_n ;
 - 对指示对象(10)在与所述时段T重叠的时段内的活动的至少一个第二输入信号进行采样以产生大量第二输入信号值 x_n ;
 - 根据以所述第一输入信号值 x'_n 和第二输入信号值 x_n 作为外生输入的自动回归滑动平均模型,从所述第一输入信号值 x'_n 和第二输入信号值 x_n 计算大量输出信号值 y_n ;
 - 通过回归分析从计算出的大量输出信号值 y_n 导出周期性输出信号;
 - 确定作为该周期性输出信号的特征的振荡参数。
2. 根据权利要求1的方法,
其中所述特征为所述周期性输出信号 y_n 的峰值期。
3. 根据权利要求1或2的方法,
其中所述特征为所述周期性输出信号 y_n 的振幅。
4. 根据权利要求1或2的方法,
其中所述第一输入信号值 x'_n 和所述第二输入信号值 x_n 通过在高于1 Hz的频率上采样获取。
5. 根据权利要求1或2的方法,
其中所述第一输入信号值 x'_n 或所述第二输入信号值 x_n 通过在第一频率上对最初信号值进行采样获取,
所述最初信号值通过在高于所述第一频率的第二频率上采样获取。
6. 根据权利要求5的方法,
其中所述第一输入信号为所述对象(10)的心跳间隔。
7. 根据权利要求6的方法,
其中原始ECG信号值通过在512 Hz的第二频率上对原始ECG信号进行采样获取,
心跳间隔信号从所获取的ECG信号值导出,
以及表示所述第一输入信号值的心跳间隔信号值通过在60 Hz的第一频率上对所导出的心跳间隔信号进行采样获取。
8. 根据权利要求1或2的方法,
其中所述第二输入信号为所述对象(10)的腕动计信号。
9. 根据权利要求1或2的方法,
其中所述第二输入信号为指示所述对象(10)的光照量的信号。

判定对象昼夜节律特征的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及判定对象昼夜节律(circadian rhythm)特征的方法。

背景技术

[0002] 文章“Scale-invariant Aspects of Cardiac Dynamics Across Sleep Stages and Circadian Phase”, Plamen Ch. Invanov 2006年发表,公开了测量指示对象的心功能的输入信号,以及确定最终周期性输出信号的特征。WO-A-98/46128公开了测量指示对象的心功能的第一输入信号和指示对象活动的第二输入信号,以及比较这两个信号之间的模式以减小噪音影响。WO-A-2007/143535公开了用于监测诸如心功能和运动功能之类的生理体征,以及通过数学模型组合这些体征的方法。众所周知,心血管和代谢功能存在昼夜变化。但是,只是在最近才有显示,心血管和代谢过程不仅受醒睡周期行为影响,而且还部分地受主生理节奏(circadian)起搏器控制。主生理节奏起搏器与心输出量之间的关系表明,可使用后者可靠地导出前者的振荡参数,例如振幅和峰值期(即,振荡峰值时间)。这些参数在提升人类睡眠和身体或精神表现上具有重要应用。

[0003] 了解个人的生理节奏相位(phase)有助于优化可改变昼夜节律的光照干预时间。这种昼夜节律改变在治疗时差综合症,帮助轮班工人适应夜班工作安排,以及引导具有睡眠障碍(例如,睡眠相位后移症候群或睡眠相位前移症候群)的人进入更正常的醒睡模式时间的方面很有用。

[0004] 优化个人的生理节奏相位可调整个人的生物节律,以便在期望的时间上出现最大警觉和性能。日常生活、工作绩效、运动成绩等均可预期从此中获益。

[0005] 使用心输出量作为主生理节奏起搏器动态变化估计手段的主要优点是可使用相对不明显的传感器可靠地测量变化。这些传感器产生的数据可用于收集包含细微内生昼夜摆动(circadian variation)的信号。假设这些摆动的振幅很小,那么它们通常会被竞争过程的影响所掩蔽,例如,身体或精神压力对心脏活动的影响。很多这样的掩蔽效应会产生易于过滤的失调,因为它们引入的频谱分量不在正常生理节奏范围之内。但是,其他掩蔽效应本质上也具有生理节奏性,并且需要更精细的过滤法。最近研究表明,心脏活动的生理节奏调节受先前觉醒时期的影响。醒睡周期遵循生理节奏周期,该生理节奏周期影响类似频率范围内心脏活动的方式不同于主生理节奏起搏器。

发明内容

[0006] 因此,本发明的目标是提供一种确定对象昼夜节律特征的方法,其允许通过分析对象的心功能,消除所述心功能中存在的内生昼夜节律的掩蔽效应来估计主起搏器振荡参数。

[0007] 此目标通过包括权利要求1的特征的方法实现。

[0008] 根据此方法,测量有关特定时段内对象的心功能的第一输入信号。此外,测量指示所述对象在与测量所述第一输入信号的所述第一时段重叠的时段内的生理活动的第二输

入信号。

[0009] 所述第一输入信号和所述第二输入信号通过组合产生表示所述对象昼夜节律的周期性输出信号。根据此输出信号,导出所需的所述昼夜节律特征。

[0010] 组合所述第一输入信号和所述第二输入信号背后的理念是:后者包括有关掩蔽效应的信息,所述效应掩蔽有关所述第一信号中存在的内生昼夜节律的信息。所述组合允许消除所述第一输入信号(表示所述心功能)中的无用特征,以便描述所述昼夜节律动态变化的振荡参数可以直接根据所述周期性输出信号导出。

[0011] 所述第一输入信号和所述第二输入信号的所述组合可通过自回归、消色、独立分量(component)分析或(非线性)主分量分析执行,从而产生由所述周期性输出信号实现的增强昼夜节律表示。该增强信号然后可用于导出所述振荡参数的估计,例如通过应用谐波回归。

[0012] 尽管所述第一输入信号可以是任何心功能标志,但是第二信号可通过来自对象的生理、行为或环境数据表示,这些数据提供有关她/他在与测量所述心功能时段重叠的时段内的先前不眠期的指示,例如,腕动计、睡眠锁(sleep locks)、问卷回答、皮肤温度、光照量等。

[0013] 优选地,待确定的所述昼夜节律的特征为所述周期性输出信号的峰值期。

[0014] 依据根据本发明的方法的另一优选实施例,所述特征为所述周期性输出信号的振幅。

[0015] 在另一优选实施例中,所述第一输入信号和所述第二输入信号通过采样获取,从而分别产生大量第一输入信号值和第二输入信号值,并且根据采样的第一输入信号值和第二输入信号值计算大量输出信号值。

[0016] 在该实施例中,所述第一和第二输入信号为通过对所述对象的心功能进行采样以及监视所述对象的活动分别获取的离散输入信号值。这样产生第一输入信号值的第一集合和第二输入信号值的第二集合。根据这些集合,例如,可通过对以所述第一和第二输入信号值作为输入变量的方程组求解来获得作为解的所述输出信号值,来导出所述输出信号值的集合。

[0017] 优选地,所述周期性输出信号通过回归分析从计算出的大量输出信号值导出。

[0018] 根据本发明的另一优选实施例,根据以所述第一输入信号值和第二输入信号值作为外生输入的自动回归滑动平均模型(ARMAX),从所述第一输入信号值和第二输入信号值计算出大量输出信号值。

[0019] 自动回归滑动平均模型在信号处理中公知地用于处理自相关时间序列数据。此模型由两部分组成:即自动回归部分和滑动平均部分。其数学基础是将两个时间序列设为相互间关系的线性方程组,本文用所述第一输入信号值和第二输入信号值表示时间序列。对此线性方程求解得出一系列表示所述对象的所述昼夜节律的输出信号值。

[0020] 优选地,所述第一输入信号值和所述第二输入信号值通过在高于1 Hz的频率上采样获取。

[0021] 根据另一优选实施例,所述第一输入信号值或所述第二输入信号值通过在第一频率上对原始信号值进行采样获取,所述原始信号值通过在高于所述第一频率的第二频率上采样获取。

[0022] 在实践中,这意味着由所述第一输入信号值或所述第二输入值表示的时间序列的其中之一通过对最初(原始)信号值进行采样获取,反过来,所述原始信号值通过在相对较高频率上对测量参数进行采样获取。仅作为一个实例,所述原始信号值是通过在频率512 Hz上对心脏参数进行采样获取的原始值。这些原始信号值不能直接与通过在60 Hz上采样获取的第二输入信号值的第二时间序列一起计算。因此,在相对较低的频率60 Hz上对所述原始信号值进行采样以获取所述第一输入信号值,所述第一输入信号值然后可与第二输入信号值进行组合,例如,通过上述ARMAX模型。

[0023] 优选地,所述第一输入信号为所述对象的心跳间隔(IBI)。

[0024] 根据另一优选实施例,原始ECG信号值通过在第二频率512 Hz上对原始ECG信号进行采样获取,IBI信号通过所获取的ECG信号值导出,并且表示所述第一输入信号值的IBI信号值通过在第一频率60 Hz上对所导出的IBI信号进行采样获取。

[0025] 在本发明的另一优选实施例中,所述第二输入信号为所述对象的腕动计信号。

[0026] 根据又一优选实施例,所述第二输入信号为指示所述对象的光照量的信号。

附图说明

[0027] 本发明的上述和其他方面将参考下面描述的实施例进行阐述并变得显而易见。

[0028] 在附图中,唯一的一个图是示意性流程图,其显示一个根据本发明确定对象昼夜节律特征的方法的实施例。

具体实施方式

[0029] 在附图中的流程图所示的方法中,收集对象10的生理信号。通过采取扣带或类似形式的可佩戴ECG设备中集成的适当传感器获取ECG信号。原始ECG信号值通过在频率512 Hz上采样获取(步骤12)。此采样操作在预定时段T期间执行来产生原始ECG信号值集合。第二,通过另一适当的传感器收集对象10的其他生理数据。这些第二数据指示对象10在与上述原始ECG信号采样时段T重叠的时段内的生理活动。这种对活动相关信号进行采样的操作在较低频率60 Hz上执行(步骤14)。可在袖口或类似位置内集成适当的传感器来测量对象10的手腕活动信号。需要指出,这些指示对象10活动的第二生理数据也可以是基于睡眠日志、皮肤温度、光照量等的其他数据。假设这些数据包含有关对象10的先前不眠期的信息。在下文中,将显示,这些数据可与有关对象10心功能的数据组合以消除心功能信号的掩蔽效应,从而产生表示对象10生理节奏活动的信号函数。

[0030] 根据原始ECG信号,通过计算R-R间隔导出IBI信号。最终的IBI信号通过步骤16在频率60 Hz上进一步被采样。步骤16的结果是时间间隔T内有关对象10 IBI的输入信号值的集合。另一方面,步骤14的结果是具有相同数量第二输入信号值的集合,这些第二输入信号值指示对象10在与时段T重叠的时段内的活动。第一和第二输入信号去趋于消除零频率分量。

[0031] 在下面的步骤18,使用自动回归滑动平均模型(ARMAX)对第一输入信号值和第二输入信号值进行数学组合,在此模型中,第一输入信号值和第二输入信号值表示外生输入。令 x_n 为第二输入信号值, x'_n 为第一输入信号值,则可在ARMAX模型内计算一系列表示 x_n 和 x'_n 的线性函数的 y_n 输出信号值。此函数 y_n 是增强昼夜节律表示,包含有关昼夜节律峰值期

的信息。对于任何n,均可通过过去值的线性组合,针对 x_n 和 x'_n 计算 y_n 。

[0032] 更具体地说明,第一和第二输入信号值 x_n 和 x'_n 可通过以下线性模型进行组合以用于获取增强昼夜节律表示 y_n :

$$[0033] \quad A(q)y_n = B(q) \begin{bmatrix} x_n \\ x'_n \end{bmatrix} + C(q)w_n \quad (1)$$

[0034] 当n为非负整数时,q为后移算子,即, $qy_n = y_{n-1}$ 。 w_n 为高斯白噪声过程,其中均值为0,标准差为 σ ,并且 $A(q)$ 、 $B(q)$ 和 $C(q)$ 为多项式,定义如下:

$$[0035] \quad A(q) = 1 + a_1q + a_2q^2 + \dots + a_rq^r \quad (2)$$

$$[0036] \quad B(q) = \begin{bmatrix} b_{11}q + b_{12}q^2 + \dots + b_{1s_1}q^{s_1} \\ b_{21}q + b_{22}q^2 + \dots + b_{2s_2}q^{s_2} \end{bmatrix}^T \quad (3)$$

$$[0037] \quad C(q) = 1 + c_1q + c_2q^2 + \dots + c_uq^u \quad (4)$$

[0038] 在这些表达式中,值 r 、 $[s_1 \ s_2]^T$ 、 u 、 a_i 、 b_{ij} 、 c_i 和 σ 是模型的给定常数。然后增强节律表示 y_n 服从于余弦法回归,形式如下:

$$[0039] \quad \mu + \alpha \cos(2\pi m \Delta t + \Phi) \quad (5)$$

[0040] 系数 Φ 的回归是所需的昼夜节律估测量。

[0041] Φ 表示峰值期,即,可根据上述方程(5)的结构导出的昼夜节律函数的振荡峰值时间(步骤22)。一旦导出系数 Φ ,便可使用它控制可改变对象10昼夜节律的光照干预时间并帮助优化生理节奏活动时间。例如,越接近中心体温最低的时间(休息日自发觉醒之前的大约两小时),光照干预的效果就越好效并且所用的治疗时间也越短。

[0042] 需要指出,表示昼夜节律函数的峰值期的系数 Φ 只是由周期性输出信号 x_n 表示的一个昼夜节律特征实例。例如,该信号的振幅可以是另一可用于控制光照干预,从而优化对象10生理节奏相位的特征。一般而言,可将主体10的心跳间隔(IBE)以外的另一心功能用作第一输入信号,而使用不用于腕动计信号的另一第二输入信号表示对象10的活动,如上所述。

[0043] 尽管在附图和上面的描述中详细地示出和介绍了本发明,但此类图示和说明应被视为是说明性和示例性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。所公开实施例的其他变形可被实施本发明的所属领域技术人员通过对附图,说明书和所附权利要求书的研究而理解和实现。在权利要求中,单词“包括”不排除其他元素或步骤,不定冠词“一”或“一个”不排除多个。某些特征被记载在相互不同的从属权利要求中并不表示这些特征的组合不能被有利地使用。在权利要求中的任何参考标号不应被解释为对范围的限制。

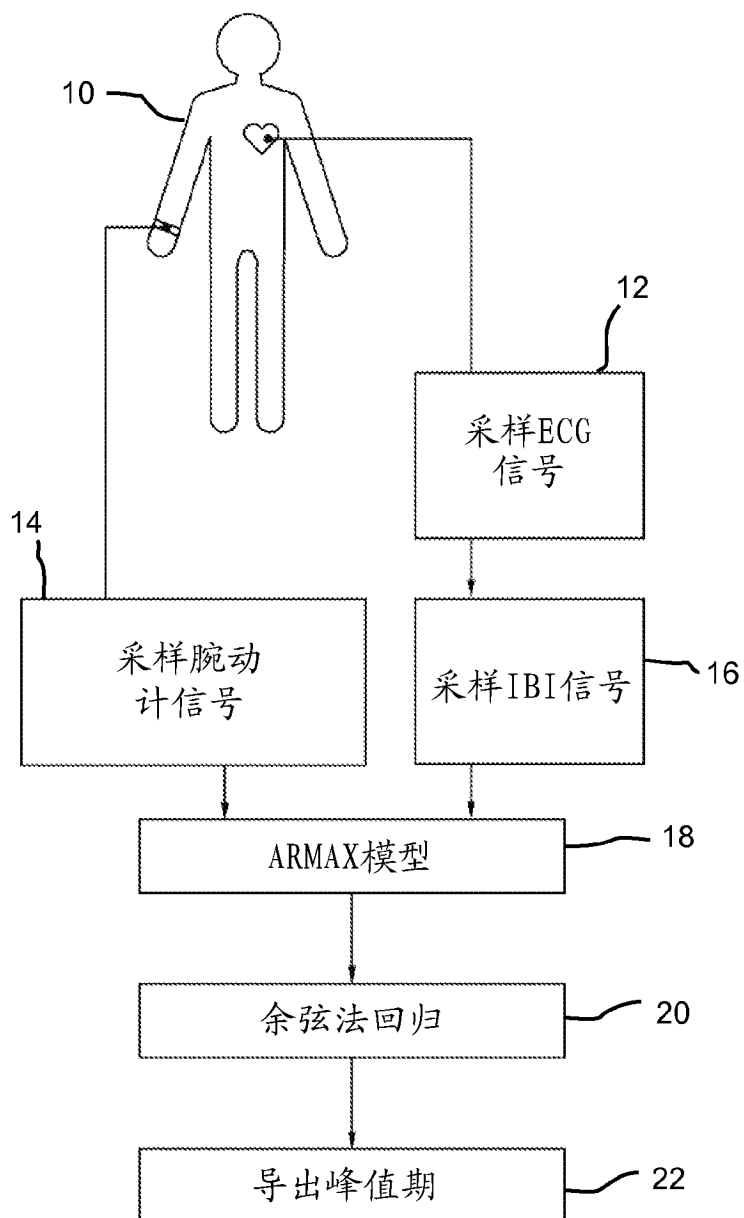


图 1