



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105792733 A

(43)申请公布日 2016.07.20

(21)申请号 201480064884.5

I·贝雷兹尼

(22)申请日 2014.11.27

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所

11256

(30)优先权数据

代理人 郑立柱

13194857.2 2013.11.28 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2016.05.27

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

A61B 5/11(2006.01)

PCT/EP2014/075720 2014.11.27

A61B 5/024(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

A61B 5/08(2006.01)

W02015/078937 EN 2015.06.04

A61B 5/113(2006.01)

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬市

(72)发明人 R·J·E·M·雷曼

P·H·兹沃特克鲁伊斯-佩尔格里

姆

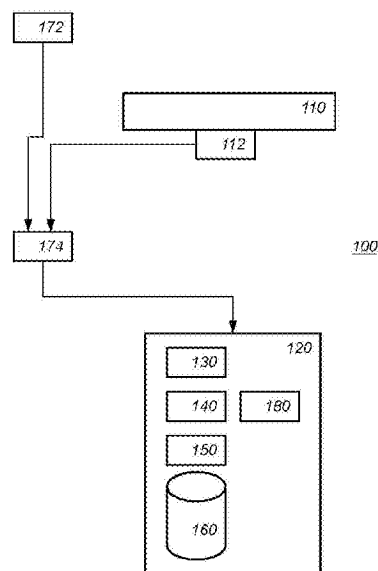
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

睡眠监测装置

(57)摘要

一种用于监测人的睡眠状态的睡眠监测装置(120),该睡眠监测装置被配置为从运动测量装置(112)接收休息的人的运动数据,该睡眠监测装置(120)包括:-运动数据分析器(130),其被配置为从所述运动数据计算至少:心搏数据、呼吸数据和身体活动;-数据分类器(140),其被配置为确定在时间间隔内心搏数据的心率的规律性估值,并确定在时间间隔内呼吸数据的呼吸规律性估值;-睡眠分类器(150),其被配置为从至少所述呼吸规律性估值和所述心率规律性估值获取所述时间间隔的睡眠状态。



1. 一种用于监测人的睡眠状态的睡眠监测装置(120), 所述睡眠监测装置被配置为从运动测量装置(112)接收休息的人的运动数据, 所述睡眠监测装置(120)包括:

运动数据分析器(130), 其被配置为从所述运动数据计算至少: 心搏数据、呼吸数据、大幅度运动数据以及细微运动数据;

数据分类器(140), 其被配置用于确定在时间间隔内所述心搏数据的心率规律性估值, 确定在所述时间间隔内呼吸数据的呼吸规律性估值, 确定指示在所述时间间隔内人的大幅度运动程度的大幅度运动程度, 并确定指示在所述时间间隔内人的细微运动程度的细微运动程度, 和

睡眠分类器(150), 其被配置以从至少所述呼吸规律性估值、所述心率规律性估值、所述大幅度运动程度和所述细微运动程度获得所述时间间隔的睡眠状态。

2. 如权利要求1所述的睡眠监测装置(120), 其中所述数据分类器(140)被配置为从所述运动数据计算运动程度, 如果所述运动程度超过第一阈值, 则大幅度运动被确定, 如果所述运动程度大于第二阈值但不超过所述第一阈值, 则细微运动存在, 所述第二阈值比所述第一阈值小, 如果所述运动程度小于所述第二阈值, 则既不确定细微运动也不确定大幅度运动。

3. 如权利要求2所述的睡眠监测装置(120), 其中所述计算的运动程度是总能量、最大幅度或最大幅度差。

4. 如前述权利要求中的任一项所述的睡眠监测装置, 其中所述睡眠监测装置还包括用于记录人的发声的麦克风(172), 和

发声单元(138), 其被配成将带通滤波器应用到麦克风的声频信号(172), 所述带通滤波器具有被设置成通过人类婴儿啼哭频率的通带,

并且其中所述数据分类器被配置为确定指示在所述时间间隔内的发声程度的发声程度。

5. 如前述权利要求中的任一项所述的睡眠监测装置, 其中所述睡眠分类器被配置成通过如下方式来确定睡眠状态:

确定分类数据向量, 所述分类数据向量包括至少所述心率规律性估值、所述呼吸规律性估值、所述大幅度运动程度、所述细微运动程度和/或所述发声程度作为元素,

计算所分类的数据向量和与睡眠状态相关联的分类向量之间的匹配值。

6. 如权利要求5所述的睡眠监测装置, 其中所述睡眠分类器被配置为:

计算所分类的数据向量和与多个睡眠状态相关联的多个分类向量中的一个分类向量之间的多个匹配值,

选择与所述多个匹配值中的最大匹配值相关联的睡眠状态作为获得的睡眠状态。

7. 如权利要求5所述的睡眠监测装置, 其中如果所述匹配值在与特定睡眠状态相关联的阈值或范围内, 所述睡眠分类器被配置为选择所述相关联的睡眠状态作为获得的睡眠状态。

8. 如前述权利要求中的任一项所述的睡眠监测装置, 其中

确定所述心率规律性估值包括确定心搏数据的连续差的均方根, 和/或

确定所述呼吸规律性估值包括确定呼吸数据的连续差的均方根。

9. 如前述权利要求1所述的睡眠监测装置, 其中所述运动测量装置包括测力传感器, 用

于测量人在上面休息的床垫上的人的压力。

10. 如权利要求9所述的睡眠监测装置,其中所述运动测量装置被配置为确定来自所述测力传感器的人的体重。

11. 如前述权利要求中的任一项所述的睡眠监测装置,包括记录单元(160),用于存储所获得的睡眠状态。

12. 如权利要求11所述的睡眠监测装置,包括发育分类器(180),其被配置为从至少所记录的睡眠状态数据获取人的发育状态。

13. 一种睡眠监测系统,包括如前述权利要求中的任一项所述的睡眠监测装置、床垫和相对于所述床垫被布置的运动测量装置,以测量代表所述床垫上的休息的人的运动的运动数据。

14. 一种用于监测人的睡眠状态的睡眠监测方法,所述睡眠监测方法包括:

获得(310)人的运动数据,

从所述运动数据计算(320)至少:心搏数据、呼吸数据、大幅度运动数据以及细微运动数据,

确定(330)时间间隔内所述心搏数据的心率规律性估值,确定所述时间间隔内所述呼吸数据的呼吸规律性估值,确定指示所述时间间隔内人的大幅度运动程度的大幅度运动程度,并确定指示所述时间间隔内人的细微运动程度的细微运动程度,和

从至少所述呼吸规律性估值、所述心率规律性估值、所述大幅度运动程度、和所述细微运动程度获得(340)所述时间间隔的睡眠状态。

15. 一种计算机程序,包括计算机程序代码装置,当所述计算机程序在计算机上运行时,所述计算机程序代码装置适于执行如权利要求14所述的所有步骤。

16. 如权利要求15所述的计算机程序,其被实现在计算机可读介质上。

## 睡眠监测装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种睡眠监测装置。本发明还涉及监测睡眠的方法和对应的计算机程序。

### 背景技术

[0002] 在新生儿发育的最初几个月期间,健康的睡眠是至关重要的。因此,已经提出了允许父母或其他护理者监测婴儿、幼儿和新生儿睡眠的装置。在过去,这一关注特别涉及到所谓的婴儿猝死综合症(SIDS)或婴儿窒息综合征。

[0003] 已知监测装置的一个例子是由美国专利6280392B1给出的,其标题为“Infant condition monitoring system and method using load cell sensor sheet”。

[0004] 已知的婴儿状态监测系统包括放置在婴儿床上的传感器板。传感器板具有以相等间隔布置在其中的多个压力敏感单元,并且被放置在床板上的床垫下面。控制单元通过从传感器板获得的数字信号确定婴儿的呼吸和睡眠姿势。

[0005] 控制单元基于负载分布变化形成婴儿的呼吸信号,所述负载分布变化是由响应于婴儿呼吸的隔膜上下运动引起的。来自于各压力敏感单元的负载信号通过带通滤波器经受滤波,所述带通滤波器在围绕对应于呼吸的指定频率下具有带通。如果婴儿处于窒息或停止呼吸状态或异常呼吸状态,对应于呼吸数量的呼吸信号也不形成。因此,婴儿的呼吸状态可以被确定为异常。

[0006] 控制单元还从负载信号确定婴儿的睡眠姿势。

[0007] 由护理提供者穿戴的监测装置从控制单元接收婴儿的呼吸、睡眠姿势和呼吸速率。显示器显示呼吸速率以及睡眠姿势。因此,它能够通过在远离婴儿的位置的显示器上所显示的呼吸速率和睡姿监测婴儿的状态。如果有必要,护理提供者可以响应地采取预防措施、紧急或急救行为。

### 发明内容

[0008] 具有一种改进的睡眠监测装置将是有利的。

[0009] 提供了一种用于监测人的睡眠状态的睡眠监测装置。睡眠监测装置被配置为从运动测量装置接收休息的人的运动数据。该睡眠监测装置包括:运动数据分析器,其被配置为从运动数据计算至少:心搏数据和呼吸数据;数据分类器,其被配置为确定在时间间隔内心搏数据的心率规律性估值,并确定在时间间隔内呼吸数据的呼吸规律性估值;睡眠分类器,其被配置为从至少呼吸规律性估值和心率规律性估值获取时间间隔的睡眠状态。

[0010] 新生儿的父母希望再次保证他们孩子的发育与教科书的发育阶段是一致的。此外,他们还希望再次保证宝宝睡得好。通过在时间间隔内分类心率规律性、呼吸规律性和可选运动量,将获得时间间隔内的睡眠状态。已知的婴儿监视器只聚焦于SIDS检测,这与确定睡眠状态是无关的。在一个实施例中,用户,例如父母,可以跟踪和比较的昼夜节律、睡眠内容和发育的休息-活动状态。在一个实施例中,所述人是婴儿。

[0011] 在一个实施例中,运动数据分析器被配置为从运动数据来计算至少:心搏数据、呼吸数据和身体活动。例如,运动数据分析器被进一步配置为从运动数据计算大幅度运动数据,并且其中数据分类器被配置为确定指示在时间间隔内人的大幅度运动程度的大幅度运动程度。在一个实施例中,运动数据分析器被进一步配置为从运动数据计算细微运动数据,并且其中数据分类器被配置为确定指示在时间间隔内人的细微运动程度的细微运动程度。

[0012] 分类大幅度运动和细微运动可以通过首先获得运动信号来完成,例如通过从运动数据减去心率和呼吸信号来获得运动信号。数据分类器被配置成通过大幅度运动的频率量化确定运动的类型,其特征在于运动信号的高幅度,和细微运动的频率,其特征在于运动信号的低幅度。

[0013] 代替心率规律性,其同样可涉及心率可变性。在一个实施例中,心率规律性估值、呼吸规律性估值、大幅度运动程度、细微运动程度和发声程度分别被表示为一个值,例如实数或整数。在一个实施例中,它们具有指示存在、不存在或未知的有限数量值,例如,+1表示存在,-1表示不存在,0表示未知。

[0014] 大幅度运动和细微运动的区别,尤其适用于与特征向量一起使用。例如,在一个实施例中,在运动数据中的能量总量被计算。如果总量超过第一阈值,则大幅度运动存在时,如果总量超过第二阈值但不超过第一阈值,则细微运动存在。如果能量的总量低于第二阈值,则细微运动和大幅度运动都不存在。代替总能量,人们也可以使用最大幅度,或最大幅度差。

[0015] 在一个实施例中,睡眠分类器存储表征睡眠状态的数据,并使从数据分类器得到的分类数据和表征数据匹配。例如,匹配水平可以用于睡眠状态的匹配值来表示。匹配值可以被解释为已知睡眠状态如何可以在床垫上的婴儿的行为被识别。

[0016] 在一个实施例中,从运动数据的多个参数的提取是二元特征分类。例如,向量指示在一时间窗口中特征的存在或不存在。来自于向量睡眠阶段可以被导出。例如,特征向量的元素可以是:规律心率是/否、规律呼吸是/否等等。此特征向量和在睡眠阶段所存储的特征之间的匹配被计算。

[0017] 在一个实施例中,睡眠分类器被配置成通过计算分类数据向量和与睡眠状态相关联的分类向量之间的内积来确定睡眠状态,分类数据向量包含由运动数据确定分类信息,例如,心率规律性估值、呼吸规律性估值,并且优选地,大幅度运动和细微运动程度和/或优选,发声程度等。

[0018] 在一个实施例中,分类向量包括被限制为几个值的特征值和连续值两者。

[0019] 在一个实施例中,运动测量装置包括用于测量人在其上休息的床垫上的人的压力的测力传感器。例如,测力传感器可以在床上使用一个或多个微型传感器,例如,压电触摸板。使用测力传感器允许运动和体重的测量。

[0020] 在一个实施例中,发育分类器被配置为从至少所记录的运动数据、睡眠状态数据和体重数据获得用于人的发育状态。

[0021] 睡眠监测器是电子装置。记录数据、睡眠状态、发育状态等的显示可以在一台计算机,例如移动电子装置,例如移动电话、智能可穿戴电子产品(例如手表/眼镜)上实现。睡眠监测装置可以被包括在发育跟踪器内。

[0022] 本发明的一个方面涉及一种睡眠监测系统,其包括睡眠监测装置、床垫和相对于

床垫布置以测量代表在床垫上休息人,特别是婴儿运动的运动数据的运动测量装置。

[0023] 根据本发明的方法可以在计算机上被实施为计算机实施方法,或在专用硬件上,或在这两者的组合上实施。

[0024] 根据本发明的方法的可执行代码可以被存储在计算机程序产品上。计算机程序产品的实例包括存储装置、光存储装置、集成电路、服务器、在线软件等。优选地,计算机程序产品包括存储在计算机可读介质上、用于当所述程序产品在计算机上执行时执行根据本发明的方法的非暂时性程序代码装置。

[0025] 在一个优选实施例中,计算机程序包括计算机程序代码装置,其适于当计算机程序在计算机上运行时,执行根据本发明的方法的所有步骤。优选地,该计算机程序被包含在计算机可读介质上。

### 附图说明

[0026] 本发明的这些和其他方面是显而易见的,并且将参照下文描述的实施例来阐明。在附图中,

[0027] 图1是睡眠监测系统100的示意框图,图2是睡眠监测装置120的示意框图,图3是睡眠监测方法300的示意流程图。

[0028] 应当注意的是,在不同附图中具有相同附图标记的项目,具有相同的结构特征和相同的功能,或者是相同的信号。其中,此类项目的功能和/或结构已经进行了说明,没有必要在其详细描述中重复说明。

### 具体实施方式

[0029] 虽然本发明容许许多不同形式的实施例,在附图中示出并且将在本文中在一个或多个具体实施例中详细描述,应该理解的是本公开描述应被视为本发明的原理的示例,并且不旨在将本发明限制于所示和所描述的具体实施方案。

[0030] 图1是睡眠监测系统100的示意性框图。睡眠监测系统100包括睡眠监测装置120、床垫110和运动测量装置112。睡眠监测装置120被配置为当人在床垫110上休息时,监测人的睡眠状态。尽管该系统可被应用到任何人,该系统很好地适合婴儿。下面示出的说明性实施例将系统应用于婴儿;这并不意味着该系统不能被应用于不同的年龄组。单词婴儿是指从出生到4岁的任何孩子。新生儿是指在三个月的年龄以下的婴儿。婴幼儿期是从三个月到一岁大的婴儿。不同的睡眠曲线适用于不同的年龄组。例如,发声对于成人睡眠分类是不相关的。下面我们假设,人是一个婴儿。

[0031] 在睡眠科学中,睡眠状态的概念是已建立的。目前,Precht I,在他的论文“The behavioural states of the newborn infant(a review)”(Brain Research,76,1974,185-212)中将许多睡眠状态定义为如果它们再出现可被识别的定义明确的条件和性质。虽然不同的研究已经细分人类的行为模式,而在更多或更少的休息状态,至少以下状态下休息被广泛接受为生理有关的:安静睡眠、活动睡眠、安静清醒、活动清醒和发声。通俗地说,这些状态范围从熟睡到瞌睡、到哭泣。在睡眠片段期间,婴儿会交替通过这些阶段中的几个,即所谓的睡眠周期。

[0032] 睡眠-觉醒节律的发展依赖于某些脑结构的发育。众所周知,在大多数情况下,昼

夜节律发展的开始的第一临床表现是6周左右,并且在12周后非常明确。在一个人从新生儿发育到学步期间,睡眠-觉醒节律从喂食节律发展到已建立的昼夜节律。

[0033] 运动测量装置112被配置成获得人的运动数据。运动测量装置112可以以各种方式实现,例如,使用由人类佩戴的测高(actimetry)传感器。运动测量装置112对于记录大幅度运动以及细微运动,尤其是肺和心脏的运动是足够敏感的。例如,这可能是佩戴在人体的胸部水平的测高传感器,因为它允许从人体导出心率和呼吸数据。

[0034] 优选地,运动数据也测量在一段时间内体重的变化。优选的是运动测量装置112是非侵入性的且尤其不需要运动测量装置112的任何部分与人直接接触。

[0035] 在一个实施例中,运动测量装置112包括放置在床垫110内或下方,用于测量在床垫110上的人的压力的一个或多个测力传感器。如果使用多个测力传感器,它们的信号可以被组合在改进的信号中。在一个实施例中,运动测量装置112包括单个测力传感器。本发明人已经发现,即使使用单个测力传感器,睡眠状态分类也是可能的。

[0036] 有趣的是,测力传感器也可以被用来从测力传感器确定人的体重。这样,睡眠监测装置120不仅可以监测睡眠节律的健康发展,也可以监测体重。

[0037] 作为一个例子,测力传感器可以是能够放置到例如婴儿床垫下方以连续测量检测心搏所需的婴儿的小运动的压电电子触摸式传感器。

[0038] 睡眠监测装置120可以包括麦克风172或可连接到麦克风172,用于记录人类的发声。如果运动测量装置112足够灵敏,发声信号也可以基于谱分析从运动信号确定。

[0039] 睡眠监测装置120可以包括连接到运动测量装置112和麦克风172(如果存在的话)的模数转换器174。ADC 174也可以包括在运动测量装置112和/或麦克风172本身内。

[0040] 睡眠监测装置120包括运动数据分析器130,其被配置成从运动数据计算至少:心搏数据和呼吸数据。此外,运动数据分析器130还可以从运动数据计算大幅度运动数据。大幅度运动是人的大的身体运动,其涉及人体的大肌肉的使用,例如腿部、臂部和腹部内的那些肌肉的使用。运动数据分析器130可以例如通过使用频率分析将运动数据细分为心搏数据、呼吸数据;心率的典型频率高于呼吸的频率,该呼吸的频率继而高于大幅度身体运动:对于达到1岁的婴儿,休息心率处于100-160bpm之间,对于年龄在1-10岁的孩子,60-140bpm被认为是健康的。关于呼吸率:对于达到6周的婴儿,休息RR在30-60之间,对于年龄达到6个月的儿童,25-40被认为是健康的,并且对于3岁的儿童,这个范围被降低到20-30。

[0041] 在一个实施例中,运动数据使用特定带宽滤波器被滤波,以获得心搏数据和呼吸数据。运动可以基于处于全信号的总能量,而不是信号处于某一带宽。

[0042] 运动数据分析器130还可以考虑幅度;心率具有比呼吸更小的幅度,而呼吸小于身体运动。幅度可被用于在运动数据内识别其是否是心率、呼吸速率或运动。一般来说,真实的是,当它是身体运动时,信号最有活力并且高幅度、高频率。呼吸信号具有较小幅度和低频率,而表示心率的信号具有最小的幅度,因而是最弱的,但具有比呼吸更高的频率。

[0043] 睡眠监测装置120包括数据分类器140,其被配置为确定在时间间隔内心搏数据的心率规律性估值,并确定在时间间隔内呼吸数据的呼吸规律性估值。此外还可以获得心率。数据分类器140还确定指示在时间间隔内人的大幅度运动和细微运动程度的运动程度。可选地,数据分类器140还确定指示在时间间隔内发声程度的发声程度。规律性估值、大幅度运动和细微运动范围和发声程度优选缩放到相同的范围,例如,从-1到+1或从0到1,等等。

[0044] 睡眠监测装置120包括睡眠分类器150,其配置为从至少呼吸规律性估值、心率规律性估值和大幅度运动及细微运动估值获得时间间隔的睡眠状态。许多睡眠状态由心脏和/或呼吸的规律性和/或大幅度运动和/或细微运动的存在或不存在表征。通过组合规律性测量,睡眠状态可以被识别。

[0045] 睡眠检测装置120可以包括用于存储所获得的睡眠状态的记录单元160。睡眠监测装置120还可以包括用于产生显示的显示单元,以在视觉上显示所存储的睡眠状态。例如,昨晚的睡眠状态可以被表示为彩色条,其中颜色表示具体状态,并且其中条表示时间进度。多个夜晚的数据可被放置在彼此下方,使得可以很容易在视觉上认出图案。

[0046] 有趣的是,睡眠监测装置120包括发育分类器180,其被配置为从至少所记录的睡眠状态数据获取人的发育状态。例如,发育分类器180可以一尺度分类特定夜晚的睡眠-觉醒节律,所述尺度的范围从喂养节律、通过形成昼夜节律到已建立的昼夜节律。分数可以包含在显示器中,或可利用以用于下载,例如在智能手机上。

[0047] 基于运动数据,可以确定婴儿在睡眠方面的发育(即从新生儿具有频繁运动和在夜里的醒来时刻的喂食节律到昼夜节律的转换)和可选的婴幼儿的体重发育。发育可以通过记录单元160自动记录并且可以由父母通过使用智能手机或PC应用或装置120本身观察。

[0048] 体重的发育可以以克、十克等记录;睡眠节律发育可被表示为在夜晚运动计数和/或具有运动和不具有运动的周期之间的转换数的发展。在夜晚运动计数越多,具有运动和不具有运动的周期之间的转换越多,并且具有连续运动或无运动的周期长度越短,睡眠越不稳定。这也可以被计算为片段化指数。片段化指数的发展代表睡眠的发育。

[0049] 该装置可以显示运动计数、转换数、具有连续运动或无运动的周期的长度,和/或相对于相同年龄和性别的普通婴儿的片段化指数。参考数目也可能与新生儿的年龄和性别有关,例如从存储在睡眠监测装置120中的表获得。

[0050] 例如,发育分类器180可以包括体重表,其列出:性别和年龄,例如在几个月内,对参考体重。参考体重可能是一个百分位分布。例如,该表可以给出3、5、10、25、50、75、90、95、97百分位数的体重。体重分布也可通过参数,如平均和标准偏差表示。

[0051] 类似于体重表,发育分类器180可以包括睡眠表,其表示针对性别和年龄的基准睡眠-觉醒节律。在一个实施例中,年龄延续到6个月,这是示例性的,并且可以更多或更少。

[0052] 通过体重和/或睡眠-觉醒表,发育分类器180可以给用户报告婴儿的睡眠或体重发育是否与平均不同。如果分布信息可获得,发育分类器180可以确定变量,其代表所观察到的体重和睡眠发育距平均值多远。例如,发育分类器180可以计算百分数。

[0053] 发育分类器180可被配置为具有接收器,以接收婴儿的年龄和性别。

[0054] 如果出现健康问题,尤其是睡眠或体重问题,则例如儿科医生可以获得睡觉或体重历史记录。发育分类器180可以被用于家庭,即使没有医生的监督,在这种情况下,对于医生诊断不应该依赖于发育分类器180。

[0055] 因此,使用运动测量装置112,例如测力传感器或压电电子板,初级信号被收集。初级信号可以被处理以获得生物力学、心血管和呼吸数据。继而,该数据被处理成睡眠和体重数据。后一步骤可以在线完成。数据可以在显示器上,例如在智能手机上被呈现给用户,比如父母。除了睡眠状态分类,系统可以计算额外的睡眠数据:睡眠时间、睡眠状态持续时间和睡眠片段。

[0056] 图2是睡眠监测装置120的一个可能实施例的示意框图。类似于图1,睡眠监测装置120包括运动数据分析器130、数据分类器140、睡眠分类器150、记录单元160和发育分类器180。

[0057] 图2进一步显示了体重确定单元182,其可以是睡眠监测装置120的一部分。体重确定单元182可以通过将婴儿放置在床垫110上并发送外部确定的婴儿体重到体重确定单元182进行校准。

[0058] 运动数据分析器130包括心搏单元132、呼吸单元134、运动单元136和发声单元138。

[0059] 心搏单元132、呼吸单元134和运动单元136被配置成从运动数据来计算至少:心搏数据、呼吸数据、大幅度运动和细微运动数据。例如,心搏单元132、呼吸单元134和运动单元136可包括带通滤波器,其只允许分别具有与心脏、呼吸和运动相一致的频率的信号通过。

[0060] 运动数据分析器130还可以包括频率分析仪,用于计算运动数据的频谱,例如,傅立叶或小波变换。心搏单元132、呼吸单元134和运动单元136然后可以选择对应于它们的特定频率的系数。大幅度运动数据也可以被定义为在心脏和呼吸数据减去后留下的信号的一部分。

[0061] 可替代地,或另外地,幅度可以被使用以便在这三个部分中分离运动数据。心脏数据对应于在信号中局部更小和更快的波动,呼吸对应于更大和更慢并且更少的局部波动。

[0062] 然而,优选地,运动单元146不使用滤波器,或仅使用非常宽的滤波器。运动信息可以从信号中的幅度变化和能量的量中导出。大幅度运动可能会损害心搏数据和呼吸数据的提取。这可以通过当它不可获得时忽略这个数据来解决。当不存在运动时,与呼吸相关的信号幅度与反射心搏的信号部分相比,具有相对大的幅度。

[0063] 发声单元138可以按原样采取麦克风172的声频信号,但优选地应用带通滤波器以过滤人类婴儿啼哭的频率。相比于用于运动数据的滤波器,该滤波器可以相对较小,如果啼哭声的部分频谱丢失,很少有信息损失,并且在另一方面紧滤波器可大大减少误报。

[0064] 数据分类器140被配置为对由运动数据分析器130在指定时间间隔内产生的信号进行分类。传统的时间间隔为3分钟,更短的时间间隔,例如30秒或更长的,例如5分钟也是可能的。所述分类可以在运行时间间隔进行;这意味着分类将针对连续实例,比如说每秒获得。所述分类可以以连续的时间间隔进行;这意味着分类将在每次时间间隔消逝时获得。

[0065] 当需要睡眠分类时,数据分类器140仅需要是可操作的,例如,只要从运动测量装置112获得信号。数据分类器140还可以具有用于用户的输入,以表示人当前在床垫110上休息。

[0066] 基于运动数据分析器130的数据,如果心率和呼吸速率是规律的,它是由数据分类器140分类,如果运动可以被分类为轻微运动、大幅度运动,也就是说,作为指示运动程度的值和发声。

[0067] 数据分类器140包括心搏分类器142、呼吸分类器144、运动分类器146、发声分类器148。

[0068] 心搏分类器142和呼吸分类器144计算在时间间隔内用于信号的规律性估值;心搏分类器142计算在时间间隔内心搏数据的心率规律性估值,呼吸分类器144计算在时间间隔内呼吸数据的呼吸规律性估值。优选地,心搏分类器142和呼吸分类器144也决定了心脏和

呼吸速率。

[0069] 计算规律性数据可以以多种方式来实现。可以使用傅立叶分析。特别适合的方法是确定在相关图中的峰值,也称为自相关函数。例如,在相关图中的第三个峰值的高度(将延迟0处的峰值计为第一峰值)表示信号的节律性。然而,本领域具有用于心率可变性的许多其他措施,这些措施可应用于心搏数据和类似的呼吸数据。更多的可变性测量被获得为相邻N-N间隔之间的均方差的平方根(RMSSD)。N-N间隔是2次心搏之间的时间。在一个实施例中,RMSSD在每一分类间隔被计算,分类间隔例如范围从30秒至5分钟。

[0070] 运动分类器146被配置为确定指示在时间间隔内人的大幅度运动程度的大幅度运动程度和细微运动程度。发声分类器148被配置为确定指示在时间间隔内的发声程度的发声程度。例如,运动分类器146用于获得大幅度运动程度。发声分类器148可以被配置为集成它们各自的输入信号,或计算它们的最大幅度。

[0071] 发声分类器148可被配置将发声映射到S曲线,例如,使得高于阈值的发声将给出最大值。

[0072] 心率规律性估值、呼吸规律性估值、运动程度和/或发声程度由睡眠分类器150进一步处理。同样,所述速率可以被处理,用于心脏和呼吸。睡眠分类器150优选按比例调节这些值,例如,使它们都位于同一范围内,例如,从-1到+1,或从0到1等。

[0073] 睡眠分类器150包括表征睡眠状态的数据。睡眠分类器150包括匹配单元155,其将从数据分类器140获得的分类数据匹配到睡眠状态表征数据。后者可以有利地通过存储与睡眠状态相关联的分类向量来表示。图2示出了向量151、152、153、154,可以存在更多或更少。

[0074] 下面的表格示出了利用向量表示睡眠状态的一个例子:

[0075]

状态	规律心率	规律呼吸	大幅度运动	细微运动	发声
安静睡眠	+1	+1	-1	-1	-1
活动睡眠	-1	-1	-1	+1	-1
安静清醒	+1	+1	-1	+1	-1
活动清醒	-1	-1	+1	+1	-1
发声		-1	+1	+1	-1

[0076] 在本实施例中5个睡眠/觉醒状态用5个向量表示,每都具有5种组成。-1表示不存在,+1存在和0表示特征的无关紧要。(在这种情况下,向量被示为行向量)。此表在心率和呼吸规律性、大幅度运动和细微运动程度以及发声量方面定义了睡眠状态。这不同于经典的定义,(参见例如PrechtI),其使用眼睛闭合状态。实验表明,从以上定义获得的分类与PrechtI的经典定义相关。睡眠监测装置120可根据上表从非接触感测装置,例如测力传感器和/或麦克风完全确定分类。

[0077] 在一个实施例中,匹配值在已分类数据向量和与睡眠状态相关联的分类向量之间被计算。匹配值可以是内积、相关系数、等级次序相关或类似物。下面我们假定是内积,其对

于连续特征也执行良好。对于特征值,人们也可以使用所存储的表征数据计数相同的向量元素的数量。

[0078] 对于匹配单元155,匹配数据分类器140的分类数据与在睡眠分类器150中存储的数据的一种方法是将分类数据也表示为向量,也就是说,分类数据向量包括至少心率规律性估值、呼吸规律性估值、并且优选大幅度运动程度和发声程度作为元素。所分类的数据向量和与睡眠状态相关联的分类向量之间内积。内积的结果是当前观测数据如何紧密匹配表征睡眠数据的量度。

[0079] 这个过程可以重复用于存储在睡眠分类器150中的所有向量,即当使用上表时,这将产生对应于5种睡眠状态的5个值。存在不同的方式使用这5个值继续进行。在一个实施例中,如果匹配数据,即内积匹配与特定睡眠状态相关联的阈值或范围,睡眠状态可以被选择作为所得到的睡眠状态,即最后分类的睡眠状态。例如,如果内积至少为1.5,睡眠状态存在。这具有的结果是,有时,例如在转换过程中,可以得到多个睡眠状态。

[0080] 虽然报告多个睡眠状态可能会对现实更公正,它对用户可能非常混乱。

[0081] 可替代地,所分类的数据向量是特征向量,其元素仅表示特征的存在或不存在。所分类的数据向量可以与分类向量进行比较。如果该属性被满足,那么状态存在。如果没有属性被满足,则人们可以保留最后状态作为当前状态,或呈现最贴近所获得的属性的状态或呈现非确定的状态。

[0082] 在一个实施例中,多个内积被合并成单一的颜色,这继而可以在条上示出,比如作为睡眠时相序列图。这具有的优点是,从一个阶段过渡到下一阶段,将使用颜色过渡被示出。

[0083] 在一个实施例中,睡眠分类器150被配置为选择与多个内积中最大内积相关联的睡眠状态作为获得的睡眠状态。这具有在任何情况下被明确定义的优势。

[0084] 可替代地或另外地,数据分类器140可确定:运动计数,例如高于一定阈值的运动量;心率,例如,每分钟心跳节拍;呼吸速率,例如,每分钟的呼吸。此数据可以关于睡眠稳定性和睡眠来解释。这些数值也可通过睡眠分类器150匹配到表征数据,以获得睡眠状态的较细识别。可替代地,这些值中的一个或多个可以通过发育分类器180对比参考值,以在这方面报告婴儿的发育情况。

[0085] 收集的运动数据可因此也被解释为运动、心率和呼吸速率。这个心率、呼吸速率和运动数据也可以关于睡眠被解释。这可能只是区分睡眠和觉醒,但也区分“轻度”睡眠和深度睡眠,或一致性睡眠对不规律睡眠。

[0086] 睡眠状态可以被表示为夜间的百分比。如果需要的话,他们甚至可以被合并成单一数值。

[0087] 例如,睡眠监测装置120可被配置为除睡眠状态之外,也确定睡眠稳定性。睡眠稳定性从通宵的运动计数获得。夜间运动计数越多,具有和不具有运动的周期之间的转变越多,睡眠越不稳定。这些值可以与用于婴儿年龄和性别的参考值进行比较,以给出睡眠行为正常(接近平均值)或异常(远离平均值)的指示。

[0088] 这可以在发育方面来解释:当新生儿反映不太稳定的睡眠时,他们被认为处于喂食驱动睡眠觉醒行为,而不是昼夜睡眠-觉醒节律。

[0089] 睡眠检测装置120还包括体重确定单元182,用于从运动数据确定体重。当婴儿处于休息中时,体重依赖于运动数据的幅度。幅度越高,宝宝称重越多。体重可以以克表示,以

十克凑整。数据可以对比发育分类器180中的对于年龄的常规婴儿发育体重表。

[0090] 发育分类器180还可以使用心脏和呼吸数据来检查婴儿的心血管状态。测量的心脏和呼吸速率可以对照这些年龄组的儿童标准来检查：达1岁的婴儿，休息心率在100-160bpm之间，年龄在1-10岁的儿童，60-140bpm被认为是健康的。关于呼吸速率：对于达6周婴儿，休息呼吸速率处于30-60之间，对于年龄达6个月的儿童，25-40被认为是健康的，并且在3岁的年龄，这个范围被降低到20-30。

[0091] 典型地，装置120包括执行存储在装置120中的适当软件的微处理器（未示出）；例如，该软件可以被下载和/或存储在相应的存储器中，例如易失性存储器诸如RAM或非易失性存储器诸如闪存（未示出）。可替代地，该装置120可全部或部分地在可编程逻辑中被实现，例如作为现场可编程门阵列（FPGA）。

[0092] 图3示出用于监测人的睡眠状态的睡眠监测方法的示意流程图300。睡眠监测方法包括：获得310人的运动数据，从运动数据计算320至少：心搏数据和呼吸数据，确定330在时间间隔内心搏数据的心率规律性估值，以及确定在时间间隔内呼吸数据的呼吸规律性估值，和从至少呼吸规律性估值、心率规律性估值和运动获得340时间间隔内的睡眠状态。

[0093] 执行该方法的许多不同方式都是可能的，这对本领域技术人员是显而易见的。例如，步骤的顺序可以改变，或者一些步骤可以并行执行。此外，在步骤之间可以插入其他的方法步骤。插入步骤可以代表该方法的改进，例如本文中所描述的，或者可以是无关的方法。例如，给定的步骤可以不在下一步骤开始之前完全完成。

[0094] 根据本发明的方法可使用软件来执行，其包括用于使处理器系统执行方法300的指令。软件可仅包括由该系统的特定子实体所采取的那些步骤。该软件可被存储在适当的存储介质中，诸如硬盘、软盘、存储器、云等。软件可沿导线或无线，或者使用数据网络，例如因特网，作为信号被发送。软件可以被使用以用于下载和/或用于在服务器上远程使用。根据本发明的方法可以使用被布置用来配置可编程逻辑，例如现场可编程门阵列（FPGA）的位流来实现，以执行根据本发明的方法。

[0095] 应当理解，本发明还可扩展到计算机程序，或载体上或中的特定计算机程序，其适于将本发明付诸实践。该程序可以是源代码、目标代码、代码中间源和目标代码的形式，诸如部分编译的形式，或适合于在根据本发明的方法的实现中使用的任何其它形式。与计算机程序产品相关的实施例包括对应于所述方法中的至少一个的每一处理步骤的计算机可执行指令。这些指令可以被细分成子例程和/或存储在可以静态或动态链接的一个或多个文件中。与计算机程序产品相关的另一实施例包括对应于所述系统和/或产品中的至少一个的每一装置的计算机可执行指令。

[0096] 应当指出的是，上述实施例说明而非限制本发明，并且本领域的技术人员将能够设计许多替代实施例。

[0097] 在权利要求中，置于括号之间的任何附图标记不应被解释为限制该权利要求。使用动词“包括”及其变化形式并不排除权利要求所列之外的元件或步骤的存在。元件之前的冠词“一个(a)”或“一个(an)”不排除多个这样的元件的存在。本发明可以通过包括若干不同元件的硬件，以及通过适当编程的计算机装置来实现。在设备权利要求中列举了若干装置，这些装置的几个可以由一个以及相同的硬件项目来体现。某些措施被记载在相互不同的从属权利要求中这一单纯事实并不表示这些措施的组合不能被利用。

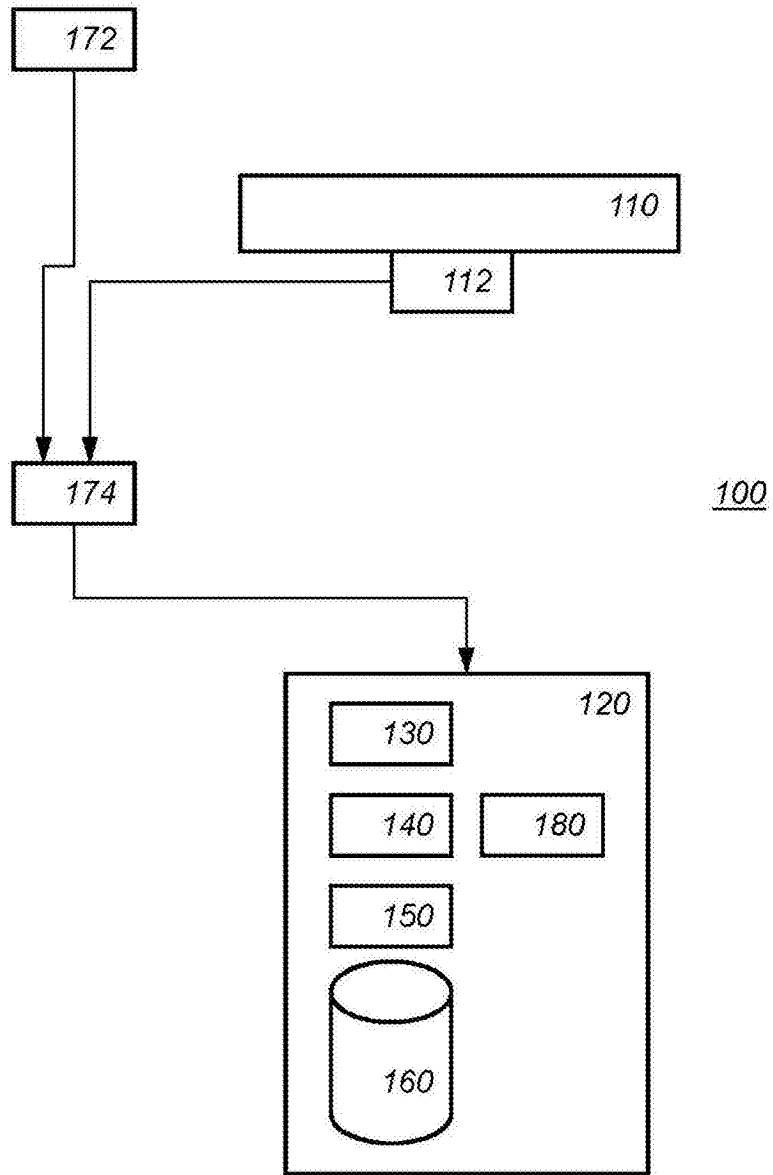


图1

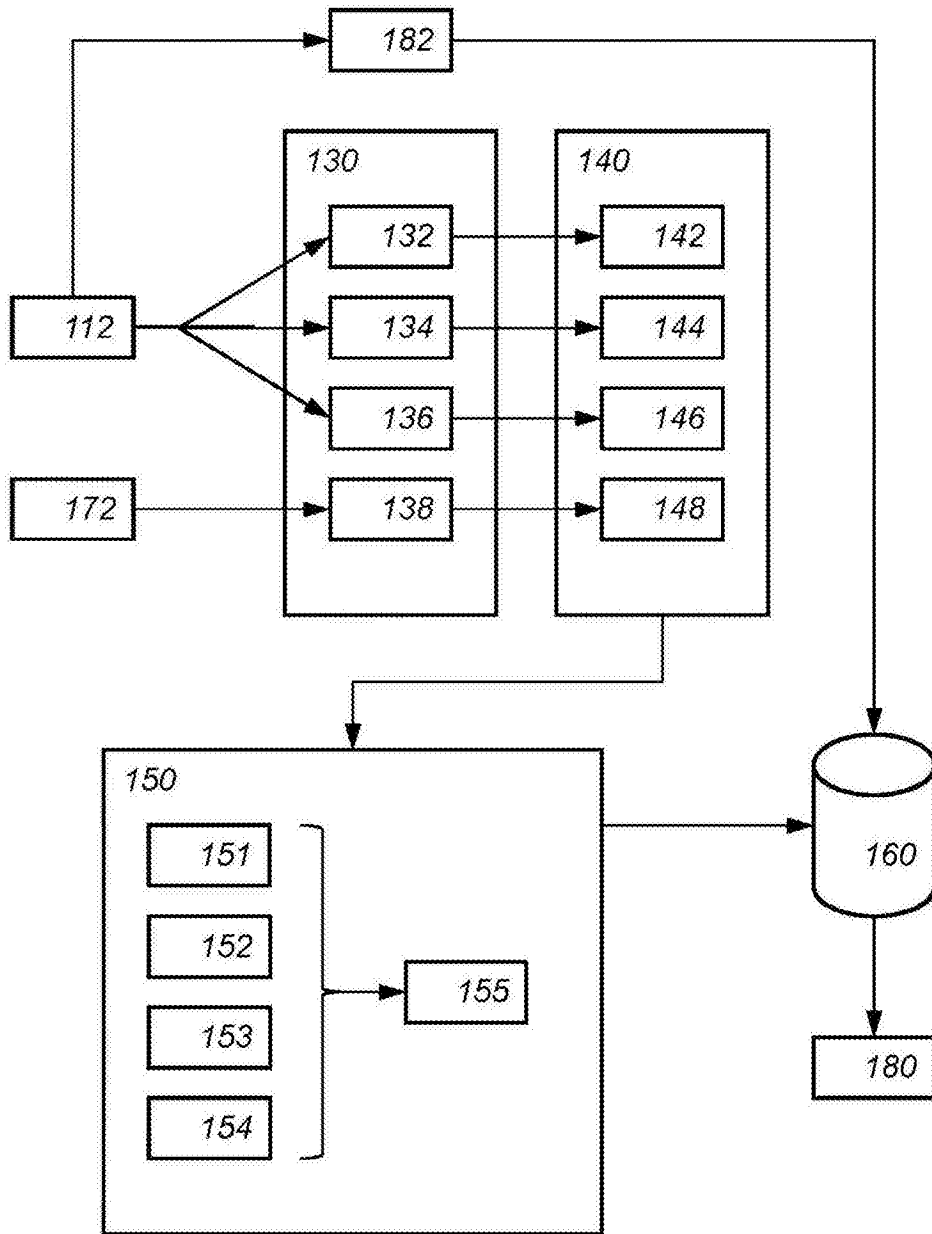


图2

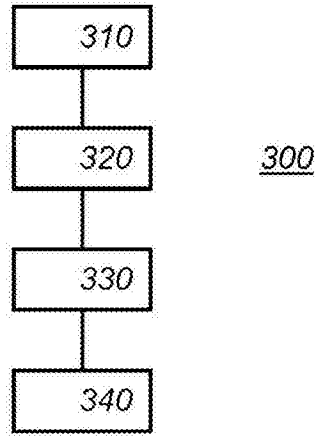


图3

专利名称(译)	睡眠监测装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN105792733A</a>	公开(公告)日	2016-07-20
申请号	CN201480064884.5	申请日	2014-11-27
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	RJEM雷曼 PH兹沃特克鲁伊斯 佩尔格里姆 I贝雷兹尼		
发明人	R·J·E·M·雷曼 P·H·兹沃特克鲁伊斯-佩尔格里姆 I·贝雷兹尼		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11 A61B5/024 A61B5/08 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/02405 A61B5/0816 A61B5/11 A61B5/113 A61B5/4812 A61B5/6891 A61B2503/04 A61B2562/0252 G16H40/63 G16H50/20 A61B5/4803 A61B5/0205 A61B5/1118 A61B5/4815 A61B5 /4818 A61B5/725 A61B5/7264 A61B7/04 A61B2503/045		
代理人(译)	郑立柱		
优先权	2013194857 2013-11-28 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于监测人的睡眠状态的睡眠监测装置(120)，该睡眠监测装置被配置为从运动测量装置(112)接收休息的人的运动数据，该睡眠监测装置(120)包括：-运动数据分析器(130)，其被配置为从所述运动数据计算至少：心搏数据、呼吸数据和身体活动；-数据分类器(140)，其被配置为确定在时间间隔内心搏数据的心率的规律性估值，并确定在时间间隔内呼吸数据的呼吸规律性估值；-睡眠分类器(150)，其被配置为从至少所述呼吸规律性估值和所述心率规律性估值获取所述时间间隔的睡眠状态。

