



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107106027 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(21)申请号 201580068641.3

(22)申请日 2015.12.08

(30)优先权数据

14198246.2 2014.12.16 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.06.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/078900 2015.12.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/096518 EN 2016.06.23

(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 A·海恩里奇 P·M·方赛卡

(74)专利代理机构 北京市金杜律师事务所
11256

代理人 郑立柱

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

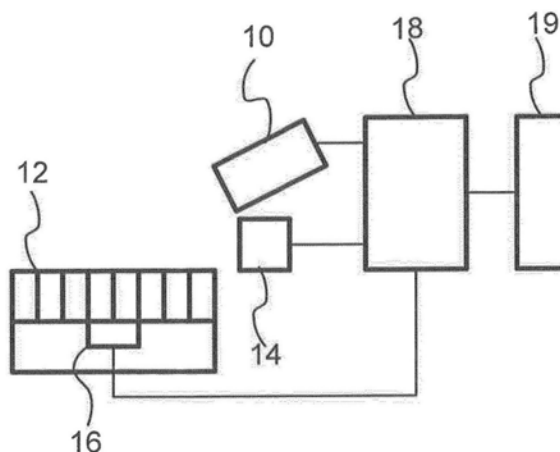
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54)发明名称

婴儿睡眠监测器

(57)摘要

用于监测婴儿睡眠的睡眠监测器使用基于心跳特征呼吸特征的睡眠状态分类。睡眠监测器在睡眠监测器的使用期间自动地再训练分类。用于在该训练过程中使用的训练示例通过基于来自声音特征检测器、移动特征检测器(112)和睁眼检测器(114)中的至少一个的信号检测床中的婴儿处于清醒状态时的时间点而自动地生成。再训练可以包括使用从清醒状态的检测的结束起的时间序列以对用于训练过程在该时间序列期间的心跳特征和/或呼吸特征值分配类别。在实施例中,再训练包括将在检测到的清醒状态之外检测到的检测特征和/或呼吸特征值聚类。



1. 一种用于监测婴儿睡眠的睡眠监测器,所述睡眠监测器包括

- 心跳特征检测器(102)和/或呼吸特征检测器(104);
- 基于心跳特征和/或呼吸特征的睡眠状态分类器(106),具有联接至所述心跳特征检测器(102)和/或所述呼吸特征检测器(104)的输入;
- 声音特征检测器(110)、移动特征检测器(112)和睁眼检测器(114)中的至少一个;
- 处理电路(108),被配置成在所述睡眠监测器的使用期间重复地执行所述睡眠状态分类器(106)的再训练过程,其中所述处理电路(108)被配置成基于来自声音特征检测器(110)、移动特征检测器(112)和所述睁眼检测器(114)中的至少一个的信号来检测床中的婴儿处于清醒状态时的时间点,并且使用所检测到的时间点生成或选择用于所述再训练过程的训练示例。

2. 根据权利要求1所述的睡眠监测器,其中所述处理电路(108)被配置成基于由所述移动特征检测器(110)检测到的婴儿运动特征的移动幅度是否超过第一预定值、由所述声音特征检测器(112)检测到的声音的响度性质是否超过第二预定值、和/或所述睁眼检测器(114)是否检测到在所述床中的所述婴儿的睁眼来检测所述清醒状态。

3. 根据前述权利要求中的任一项所述的睡眠监测器,包括移动特征检测器(110),所述处理电路(108)被配置成至少基于由所述移动特征检测器(110)检测到的婴儿移动特征的移动幅度是否超过第一预定值来检测所述清醒状态,所述睡眠状态分类器(106)具有联接至所述移动特征检测器(110)的输入,所述睡眠状态分类器被配置成基于所述心跳特征和/或所述呼吸特征的一个值或多个值以及所述婴儿移动特征或由所述移动特征检测器(112)检测到的进一步的婴儿移动特征的值来分类睡眠状态。

4. 根据前述权利要求中的任一项所述的睡眠监测器,其中所述处理电路(108)被配置成通过所述睡眠状态分类器(106)执行包括多个睡觉状态的再训练分类的所述再训练过程,所述处理电路(108)被配置成基于用来获得所述训练示例的测量时间区间是否包括所述检测到的时间点中的至少一个来排除用来训练用于在所述多个睡觉状态之间区分的分类准则的训练示例。

5. 根据前述权利要求中的任一项所述的睡眠监测器,其中所述睡眠状态分类器(106)被配置成至少基于针对测量时间区间获得的所述心跳特征和/或所述呼吸特征的一个值或多个值而将所述测量时间区间分配给来自清醒状态以及分别对应于安静婴儿睡眠和主动婴儿睡眠的第一睡觉状态和第二睡觉状态的睡眠状态,所述处理电路(108)被配置成使用针对如下训练时间区间获得的心跳特征和/或呼吸特征值提供与所述第一睡觉状态相关联的训练示例,所述训练时间区间是检测到的所述婴儿处于非睡眠状态时的时间点之后紧接着的时间区间。

6. 一种自动监测婴儿睡眠的方法,所述方法包括

- 针对连续的测量时间区间检测(21)婴儿的心跳特征、移动特征和/或呼吸特征;
- 基于所述测量时间区间的所述心跳和/或呼吸特征自动地分类(22)与所述连续的测量时间区间相关联的所述婴儿的睡眠状态;
- 在使用期间自动地重复再训练(27)用于所述分类的分类准则,所述再训练包括
- 基于来自声音特征检测器、移动特征检测器和睁眼检测器中的至少一个的信号而检测(42,52)床中的所述婴儿处于清醒状态时的时间点,

-使用所检测到的时间点生成或选择用于所述再训练的训练示例。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中所述时间点的所述检测(42,52)包括检测由所述移动特征检测器检测到的婴儿移动特征的移动幅度是否超过第一预定值、由所述声音特征检测器检测到的声音的响度性质是否超过第二预定值、和/或所述睁眼检测器是否检测到在所述床中的所述婴儿的睁眼。

8. 根据权利要求6或7所述的方法,包括

-至少基于由所述移动特征检测器检测到(110)的婴儿移动特征的移动幅度来检测(42,52)所述清醒状态,

-基于所述心跳特征和/或所述呼吸特征的一个值或多个值并且基于所述婴儿移动特征或由所述移动特征检测器(110)检测到的进一步的婴儿移动特征的值来分类(22)睡眠状态。

9. 根据权利要求6或8中的任一项所述的方法,其中所述再训练包括再训练多个睡觉状态的所述分类准则,所述方法包括基于用来获得所述训练示例的测量时间区间是否包括所检测到的时间点中的至少一个来排除用来训练用于在所述多个睡觉状态之间区分的所述分类准则的训练示例。

10. 根据权利要求6至9中的任一项所述的方法,其中自动地分类睡眠状态包括将所述测量时间区间分配给来自清醒状态和包括分别对应于主动婴儿睡眠和安静婴儿睡眠的第一睡觉状态和第二睡觉状态的睡觉状态的睡眠状态,所述再训练包括使用针对如下的训练时间区间获得的心跳特征和/或呼吸特征值来提供与所述第一睡觉状态相关联的训练示例,所述训练时间区间是在检测到的所述婴儿处于非睡眠状态时的时间点之后紧接着的时间区间。

11. 一种计算机程序产品,包括用于可编程数据处理系统的指令,当由所述数据处理系统执行时所述指令将引起所述数据处理系统执行权利要求6至10中的至少一项所述的方法。

婴儿睡眠监测器

技术领域

[0001] 本发明涉及婴儿睡眠监测器和监测睡觉的婴儿的方法。

背景技术

[0002] W02005055802公开了一种睡眠引导系统,其被设计成监测人的睡眠阶段并引导人进入所选择的睡眠阶段。正常成人人类睡眠的睡眠阶段包括诸如一个或多个“深睡眠”阶段、“快速眼动”睡眠阶段等阶段。传统上,睡眠阶段基于脑电图 (EEG) 测量来确定。然而,对人进行的其他生理测量也可以用于区分不同的睡眠阶段。W02005055802提及了眼电图、肌电图、脑电图和其他多导睡眠监测器、麦克风、运动传感器、湿度传感器、肌肉张力监测器、血压袖带、呼吸器、脉搏血氧仪、温度计和类似物,并给出了睡眠阶段之间的两个心率、呼吸和温度改变的示例。

[0003] W02005055802公开了个性化睡眠简档的在先校准可以提供更好的监测结果。可以使用特定睡眠模式与睡眠者的生理特性之间的关系校准来建立个性化睡眠者简档。个性化睡眠者简档可以与处理器相关联地存储。处理器使用个性化睡眠者简档来控制如何使用生理特性确定睡眠状态并且可选地睡眠者是否将要转变至特定睡眠阶段。

[0004] 为了校准,处理器监测睡眠者的睡眠模式和/或生理特性。W02005055802的处理器评价在睡眠者的睡眠循环的哪些部分或者在哪些情形下发生生理特性的哪些模式和哪些生理特性而最清楚地指示睡眠者的睡眠阶段之间的改变。W02005055802还公开了睡眠者对施加的不同刺激的响应可以被校准、例如用于睡眠引导。

[0005] 人类儿童睡眠与人类成人睡眠非常不同。仅区分两个儿童睡眠状态:“主动睡眠”和“安静睡眠”,并且当然儿童也经常处于各种“醒着”状态。新生儿以主动睡眠状态和安静睡眠状态交替的睡眠循环睡眠。当新生儿首次入睡时,立即进入“主动睡眠”。这是相对不安的睡眠状态,类似于成人身上的REM (快速眼动) 睡眠。正如成人在REM期间更容易醒一样,新生儿在主动睡眠期间更容易醒。新生儿可以保持处于该主动睡眠状态25分钟或更长,之后他们潜入称为“安静睡眠”的较深的睡眠状态。与主动睡眠相比,安静睡眠以较慢的更有节奏的呼吸、少量移动和没有眼睑颤动为特征。大约50分钟之后,发生新的睡眠循环,主动睡眠跟着是安静睡眠。婴儿在安静睡眠期间与在主动睡眠期间相比不太容易醒。

[0006] 本发明人已发现,一方面心跳特征和/或呼吸特征和可选的其他检测特征与另一方面“主动睡眠”和“安静睡眠”状态之间的关系在先校准可以用于检测这些睡眠状态。心跳特征和呼吸特征的优点在于它们可以在不打搅婴儿的情况下通过远程感测来检测。可选地,也可以使用检测到的婴儿移动特征,尽管这并不减轻对于校准的需要。婴儿移动特征也可以在不打搅婴儿的情况下进行检测。在任何情况中,如果将这样的特征用于睡眠状态检测,则都有必要校准。不幸的是,已发现,这样的校准结果仅针对校准之后的有限时间提供可靠的结果。此后睡眠分类结果变得不可靠。本发明人推测,这是因为婴儿的发育显著地影响心跳特征和呼吸特征与睡眠状态之间的关系。这些改变似乎不可基于婴儿的年龄来预测。这可能是由于不同婴儿以不同速度发育。

[0007] 该关系的频繁重复的再校准已发现使得婴儿身上的睡眠阶段的检测更可靠。然而,如果牵涉到像脑电图 (EEG) 测量的更多侵入性测量或睡眠阶段的人为测定的输入以便编译再校准的关系,则再校准是繁琐的。

发明内容

[0008] 其中的一个目的是提供一种能够在婴儿发育的时期监测婴儿睡眠而不要求繁琐的再校准的睡眠监测器。

[0009] 提供了一种用于监测婴儿睡眠的睡眠监测器,其包括

[0010] -心跳特征检测器和/或呼吸特征检测器;

[0011] -基于心跳特征和/或呼吸特征的睡眠状态分类器,具有联接至心跳特征检测器和/或呼吸特征检测器的输入;

[0012] -声音特征检测器、移动特征检测器和睁眼检测器中的至少一个;

[0013] -处理电路,被配置成在睡眠监测器的使用期间重复地执行睡眠状态分类器的再训练过程,其中处理电路被配置成基于来自声音特征检测器、移动特征检测器和睁眼检测器中的至少一个的信号来检测床中的婴儿处于清醒状态时的时间点,并且使用检测到的时间点生成或选择用于再训练过程的训练示例。

[0014] 声音特征检测器可以包括位于采集源自婴儿床的声音的位置的麦克风。移动特征检测器可以包括联接至视频运动检测器、加速度计、雷达和/或力传感器的照相机。睁眼检测器可以包括联接至面部检测器的照相机。心跳特征检测器和呼吸特征检测器可以包括照相机、多普勒雷达、力传感器和/或加速度计等等。

[0015] 可以使用来自模式辨识领域的基于传统特征的分类器,以及来自该领域的传统分类器训练过程。在用于监测婴儿睡眠的睡眠监测器中,在使用期间重复地应用训练过程,也就是,基于早期训练结果接着进行分类。已发现,在婴儿睡眠监测的情况下,再训练对于获得长期可靠结果是必要的并且通过在使用期间自动地这样做不需要繁琐的调整。虽然分类基于心跳和/或呼吸特征和诸如婴儿移动特征等的可能的附加特征,但是通过使用像归因于哭泣的声音、大的运动和/或婴儿眼睛睁开的检测一样的其他可检测的效果,提高了训练过程的可靠性。这样的效果是直接观察使得能够提供当婴儿醒着时的时间点的更加可靠的检测。通过在选择或生成用于在再训练过程中使用的训练示例的中使用该信息,使得再训练更加可靠。再训练可以包括使用从清醒状态的检测的结束起的时间序列以对用于训练过程在该时间序列期间的心跳特征和/或呼吸特征值分配类别。再训练还可以包括将在检测到的清醒状态之外检测到的检测特征和/或特征呼吸特征值聚类 (clustering)。

[0016] 在实施例中,处理电路被配置成基于由移动特征检测器检测到的婴儿运动特征的移动幅度是否超过第一预定值、由声音特征检测器检测到的声音的响度性质是否超过第二预定值、和/或睁眼检测器检测到在床中的婴儿上是否睁眼来检测非睡眠状态。如观察到的例如通过在连续捕获的图像中的相互移位的图像区域中匹配图像内容并确定偏移(或者或者来自加速度计、力传感器或雷达测量)的大的移动(尤其是躯干的大的移动)可以用来增加清醒状态的检测的可靠性。检测到的大的移动也可以指示父母将婴儿放在床中,这指示了婴儿处于清醒状态的高的可能性。可能属于来自婴儿的哭泣的大声的声音时清醒状态的可靠指标。类似地,通过检测婴儿的图像中的面部并检测面部中的眼睛的虹膜的可见度而

检测婴儿眼睛已睁开是清醒状态的可靠指标。

[0017] 为了睡眠的评价,婴儿睡眠监测器的主要目的是在多个不同的睡觉状态、即在婴儿在床中的情况下婴儿睡着或可选地醒着时的不同状态之间区分(如本文使用的,睡觉状态可以用来指示婴儿是否正在睡觉,并且在前一情况中其中的主动和安静睡觉状态是正在睡觉中)。优选地,再训练包括再训练用于在不同睡觉状态之间区分的准则。

[0018] 在实施例中,处理电路被配置成基于用来获得训练示例的测量时间区间是否包括检测到的时间点中的至少一个来排除用来训练用于在所述多个睡觉状态之间区分的分类准则的训练示例。通过消除这样的训练示例,获得了训练示例的子集,其包含具有来自睡觉状态的心跳和/或呼吸特征的示例的较高分数,如果不仅来自睡觉状态的话。用于训练的这样的子集的使用使得能够实现不同睡觉状态之间的更加可靠的区别。

[0019] 在实施例中,处理电路被配置成提供在如下的训练时间区间获得的与安静睡眠相关联的训练示例,训练时间区间是在检测到婴儿处于非睡眠状态时的时间点之后紧接着的时间区间。对于再训练过程,示例的至少一部分可以与训练过程应该被分类的状态相关联地提供。因为已知婴儿在清醒后最有可能进入主动睡眠状态,所以婴儿清醒时的时间点的检测可以用来提供训练示例的与该睡觉状态的关联性。

[0020] 一种自动监测婴儿睡眠的方法提供有如下步骤

[0021] -针对连续的测量时间区间检测婴儿的心跳特征、移动特征和/或呼吸特征;

[0022] -基于测量时间区间的心跳和/或呼吸特征自动地分类与连续的测量时间区间相关联的婴儿的睡眠状态;

[0023] -自动地重复再训练在使用期间用于所述分类的分类准则,所述再训练包括

[0024] -基于来自声音特征检测器、移动特征检测器和睁眼检测器中的至少一个的信号检测床中的婴儿处于清醒状态时的时间点,

[0025] -使用检测到的时间点生成或选择用于再训练的训练示例。

[0026] 在各实施例中,分类可以基于心跳特征值的范围或呼吸特征值的范围或心跳特征与呼吸特征值的组合的范围或可选的这些特征与其他特征的值组合中的任一个的范围的隐式或显式限定。类似地,分类可以基于这样的值或值的组合的一个函数或多个函数的隐式或显式限定,一个函数或多个函数表达了不同状态的可能性。基于心跳特征和/或呼吸特征值的分类可以归结为限定的范围或者最可能是其中来自测量时间区间的心跳和/或呼吸特征值所位于的范围的确定。

[0027] 在这样的实施例中,再训练可以包括调整限定范围或一个函数或多个函数的参数。可以例如调整表示范围的中心值和/或范围的边界的参数。在另一示例中,一个函数或多个函数可以取决于到可调参考值(如中心值)的距离。

[0028] 在其他实施例中,分配给测量时间区间的分类也可以取决于来自周围的时间区间的特征值。例如,分类可以基于考虑不同状态之间的转变的可能性并且把状态与观察到的特征值的可能性联系起来的诸如隐马尔可夫模型(hidden Markov model)等的时间依赖性模型中的最有可能的状态。用于不同状态的可能性的经训练的函数可以在这样的模型中使用以找到状态,和/或转变的可能性可以基于训练示例的序列来调整。

[0029] 提供了一种计算机程序产品,诸如计算机可读介质,其包括用于可编程数据处理系统的机器可读指令,该指令当由数据处理系统执行时将引起数据处理系统执行该方法。

附图说明

- [0030] 这些和其他目的及有利方面将从参照附图的示例性实施例的描述中变得显而易见。
- [0031] 图1示出婴儿睡眠监测器。
- [0032] 图1a示出婴儿睡眠监测器的模块图。
- [0033] 图2示出婴儿睡眠监测的流程图。
- [0034] 图3示出模型的状态图的示例。
- [0035] 图4示出训练过程的示例性实施例的流程图。
- [0036] 图5示出训练过程的示例性实施例的流程图。

具体实施方式

[0037] 图1示出示例性婴儿睡眠监测器。婴儿睡眠监测器包括指向床12的照相机10、麦克风14、力传感器16、数据处理系统18和显示器19。力传感器16被联接至床12,并且被布置成测量作为时间的函数的归因于床中的婴儿的重量和与其移动相关联的重力和压力改变的加速度的力。照相机10、麦克风14、力传感器16和显示器19被联接至数据处理系统18。

[0038] 在操作中,婴儿睡眠监测器用于确定作为时间的函数的婴儿睡眠状态并累积这些睡眠状态的统计。

[0039] 当必要的设备可用时,可以基于脑电波测量和许多类似测量技术直接区分不同的睡眠状态。对于婴儿睡眠通常仅使用两个不同的睡眠状态,标记为安静睡眠和主动睡眠。然而,用于这样的直接测量的测量设定是繁琐的并因此不适合日常使用或由诸如大多数父母等的非专业人士使用。

[0040] 代替地,本婴儿睡眠监测器使用移动、心跳和呼吸特征值来估计婴儿处于哪种睡眠状态。心跳和呼吸特征值可以以不太繁琐的方式来检测,例如通过远程照相机感测、重力、加速度或多普勒测量。在婴儿的情况中,这样的特征值与将从使用脑电波测量产生的睡眠状态之间没有唯一的通用关系。代替地,数据处理系统18借助于训练过程适应地确定该关系。数据处理系统18通过由数据处理系统18执行的训练过程重复地确定这些范围或功能的更新限定,以便追踪该关系归因于婴儿的发育而发生的改变。

[0041] 图1a示出婴儿睡眠监测器的处理系统的模块图,包括心跳特征检测器102、呼吸特征检测器104、分类器106、训练模块108、声音特征检测器110、移动特征检测器112、睁眼检测器114和数据分析模块120。心跳特征检测器102和呼吸特征检测器104具有联接至分类器106的输出。分类器106具有联接至数据分析模块120的输出。心跳特征检测器102、呼吸特征检测器104、声音特征检测器110、移动特征检测器112和睁眼检测器114具有联接至训练模块108的输出。训练模块108具有联接至分类器106的输出。

[0042] 心跳特征检测器102、呼吸特征检测器104、声音特征检测器110、移动特征检测器112和睁眼检测器114包括传感器100(仅在心跳特征检测器102和呼吸特征检测器104中示出)或者被联接至传感器。此外,它们包括用以处理来自这些传感器的数据的电路。替代地,它们可以使用由数据处理系统18执行的软件模块来实现。用于处理数据的电路可以使用与软件模块组合的可编程数据处理器来实现。在该实施中,图1a可以被看作示意性软件架构。

类似地,分类器106、训练模块108和数据分析模块120可以借助于数据处理器和软件模块来实现。虽然通过示例的方式示出了具有所有的心跳特征检测器102、呼吸特征检测器104、声音特征检测器110、移动特征检测器112和睁眼检测器114的实施例,但应该认识到,在其他实施例中可以仅存在这些检测器的子集。

[0043] 在操作中,心跳特征检测器102使用传感器数据以连续测量时间区间测量诸如心跳频率、心跳循环持续时间、心跳频率直方图、心率变化性等等的一个或多个心跳特征。呼吸特征检测器104使用传感器数据以连续测量时间区间测量诸如呼吸频率、呼吸循环持续时间、呼吸频率直方图、呼吸变化性等等的一个或多个呼吸特征。分类器106基于心跳和呼吸特征中的至少一个来选择睡眠状态。分类器106将所选择的睡眠状态发信号给数据分析模块120,数据分析模块120收集睡眠状态的统计和/或基于所选择的睡眠状态生成警报。

[0044] 训练模块108在睡眠检测器的使用期间重复地执行分类器106的再训练过程。训练模块108基于来自声音特征检测器110、移动特征检测器112和睁眼检测器114中的至少一个的信号来检测床中的婴儿处于清醒状态时的时间点。训练模块108使用所检测到的时间点生成或选择用于再训练过程的训练示例。训练模块108接着使用训练示例来选择由分类器106限定分类的参数,并将这些参数加载到分类器106中。

[0045] 图2示出借助于心跳和呼吸特征值进行的婴儿睡眠监测的流程图。在第一步骤21中,数据处理系统18(心跳特征检测器102和呼吸特征检测器104)以测量时间区间测量心跳和呼吸特征及可选的移动特征。在实施例中,数据处理系统18为此目的使用了从照相机10获得的图像数据。

[0046] 心跳特征检测器102可以对应于心跳的范围内的周期持续时间、根据用联接至床的力或加速度传感器检测到的归因于心跳而施加在床上的周期性力的效果来测量心跳。也可以从如用多普勒雷达检测到的周期性移动或者对由皮肤产生的光反射的强度(例如反射的颜色或灰度等级强度)的变化的效果来测量。皮肤的血液灌注的程度在心跳循环期间是变化的。于是,数据处理系统18可以配置成收集在来自照相机10的图像的显示了床12中的婴儿的皮肤的区域中的像素值(像素值的 r 平均值)。在替代示例中或者除了多普勒雷达之外,可以使用光学雷达(LIDAR)、力(重量)传感器或加速度计来测量归因于心跳的移动、力或加速度。力传感器或加速度计可以放置在床垫上或下方,例如在婴儿的胸部所在的位置附近。在其他实施例中,可以使用用于在婴儿身上使用的夹式传感器。力传感器或加速度计可以使用被定向为对竖直方向上(即垂直于婴儿躺着的平面)的力或加速度做出响应的那些力传感器或加速度计。

[0047] 从针对时间序列图像获得的结果,多普勒雷达、光学雷达、力和/或加速度感测结果和数据处理系统18可以确定作为时间和/或频率的函数的像素变化的相应特征之间的时间的持续时间。所得到的作为时间的函数的颜色、速度、力或加速度的测量可以在时间上被滤波以强调心跳的周期性效果。像素值的连续最小值或最大值之间的持续时间可以例如通过检测最小值或最大值的时间点并确定差异来确定。类似地,可以测量测得的速度、力或加速度的最小值或最大值或过零之间的持续时间。持续时间和/或频率可以用作心跳特征,或者数据处理系统18可以从多个连续测得的频率的持续时间导出一个或多个心跳特征,例如通过对持续时间求平均值和/或计算持续时间上的分布,诸如其方差、心率变化性或者心跳之间的持续时间的变化范围的大小。可以例如确定在一分钟与十分钟之间的测量时间区间

中的平均值或分布。作为另一可能性,可以在测量时间区间上取得像素值的傅里叶变换,并且可以使用傅里叶变换中的预定频谱带上的频谱分布作为心跳特征。

[0048] 呼吸特征检测器104可以测量呼吸的效果,其可以从例如在图像、或雷达或光学雷达信号中观察到的移动而测得。呼吸导致周期性胸部移动,该移动造成照相机图像中可见的图像特征的周期性位移或者由雷达等等观察到胸部或胸部处衣服可见的那些图像的区域中的移动。因此,数据处理系统18可以使用传统运动向量检测器的输出,或者将连续图像的区域中的图像数据进行比较以确定连续图像之间的相应图像特征的位移。可以例如使用图像中作为距离的函数的针对连续时间点的图像之间的相关性。数据处理系统18可以应用时间滤波器以强调在呼吸频率的预期范围内的呼吸的周期性效果。数据处理系统18可以确定作为时间的函数的运动或频率的相应特征之间的持续时间。运动的连续最小值或最大值之间的持续时间或其时间导数可以例如通过检测最小值或最大值的时间点并确定差异或者从例如雷达多普勒、力或加速度测量来确定。该持续时间或频率可以用作呼吸特征,或者数据处理系统18可以从多个连续测得的持续时间导出一个或多个呼吸特征,例如通过求持续时间的平均值和/或计算其分布。作为另一可能性,可以在测量时间区间上取得运动的傅里叶变换,并且可以使用傅里叶变换中的预定频谱带上的频谱分布作为呼吸特征。

[0049] 可选地,数据处理系统18可以从来自照相机10的图像确定进一步的特征,诸如像手指相对于手的运动、手臂相对于躯干的移动、腿相对于躯干的移动等等的相对身体部位运动。数据处理系统18可以通过在连续时间点处捕获到的图像中搜索具有匹配内容的图像区域并确定这些图像区域的位置之间的偏移来检测身体部位的运动向量。数据处理系统18可以基于图像区域与已知的与其他身体部位(例如头部)相关联的另外的图像区域的相对位置来确定图像区域与身体部位之间的关联性,该其它身体部分可通过面部检测定位的头部或可从作为最大身体部位的事实而识别的躯干等。

[0050] 可选地,数据处理系统18可以确定来自其他传感器(诸如来自力传感器16)的信号的特征。通过示例的方式,可以确定力值变化的标准差,或者力值变化的频谱的预定谱带上的功率密度。

[0051] 在步骤22中,数据处理系统18(分类器106)将估计的睡眠状态和/或概率分配给特征向量,各特征向量包含测量时间区间中的心跳和呼吸特征值及可选的测量时间区间中的其他特征值的测得向量、诸如与身体部位相关联的运动向量。基本上,估计睡眠状态的分配利用了心跳和呼吸特征及可选的其他特征值的特征向量的空间中的范围的显式或隐式预定限定,和与这些范围相关联的状态指示。由于可能牵涉到多于一个的特征,所以范围可以是多维范围,诸如半空间、多边形、圆形、球体等等。在一个示例中,半空间和多边形可以通过用于特征值的加权之和的阈值隐式地限定。

[0052] 如将说明的,范围的显式或隐式预定限定及其相关联的状态指示通过训练过程来确定,然而对于理解图2的分配过程不需要训练过程。

[0053] 估计睡眠状态的分配可以包括确定所测得的特征向量所位于的显式或隐式限定的范围和将与该范围相关联的状态分配为针对测量时间区间的睡眠状态。确定所测得的特征向量所位于的范围可以例如基于该范围的显式限定或者通过计算应用于包含特征值的测得特征向量的一个或多个预定的特性函数的函数值并将结果与阈值进行比较来进行。在该情况中,特性函数用于隐式地表征范围。类似地,估计睡眠状态的概率可以通过计算特征

值的测得向量的预定的概率函数来计算。

[0054] 如将说明的,特性函数和/或概率函数的限定可以通过训练过程来确定。在进一步的实施例中,估计睡眠状态和/或概率的分配可以利用针对多个测量时间区间的测量。例如可以使用隐马尔可夫模型,其中睡眠状态是模型的状态并且心跳和呼吸特征的向量被用作由具有预定概率的这些状态产生的符号。

[0055] 图3示出这样的模型的状态图的示例。状态图将状态表示为节点30a至30d,其中第一节点30a表示“婴儿不在床中”状态。第二节点30b表示婴儿在床12中的“醒着”状态。第三节点30c表示婴儿在床中的“主动睡眠”状态。第四节点30d表示婴儿在床12中的“安静睡眠”状态。可选地,可以添加“无检测可能”状态,其例如当父母遮蔽婴儿的图像或在床上引起大的力时发生。实心箭头表示最频繁地造成不同状态30a至30d的转变。当婴儿被放到床上时,大多数达到醒着或主动睡眠状态。从醒着状态,主要发生到主动睡眠状态的转变。到安静睡眠状态的转变大多数从主动睡眠状态发生并且反之亦然。婴儿从主动或安静睡眠状态清醒。当婴儿啼哭时,父母大多数将婴儿在醒着状态下从床中抱走。除了用实心箭头指示的转变之外,其他不太频繁的转变(未示出)是可能的,诸如婴儿从安静睡眠状态直接进入醒着状态,或者在处于其中一个睡眠状态时被放到床上或从床上抱出来。

[0056] 隐马尔可夫模型包括针对状态之间的转变中的至少一部分的概率值和当处于各状态时的不同符号(例如,测得的心跳和呼吸特征值)的概率。基于隐马尔可夫模型的分配包括基于测得的符号及其时间序列的处于模型的不同状态的可能性的逆向计算。在该过程中,基于心跳和呼吸特征的单独向量的估计睡眠状态和/或概率的临时分配可以用作用于基于测得的符号的时间序列的分配的输入。如将说明的,隐马尔可夫模型的参数的限定可以通过训练过程来确定。

[0057] 在第三步骤23中,数据处理系统18(数据分析模块120)通过引起它们存储在作为数据处理系统18的一部分的存储装置中或位于别处来记录与测量时间区间相关联的被分配的估计睡眠状态和/或概率。可选地,数据处理系统18可以存储底层的特征值的测得向量。在该情况中,第二步骤22可以移动到稍后阶段。

[0058] 在第四步骤24中,数据处理系统18测试是否需要睡眠状态分配的显示或聚合(例如响应于用以显示聚合睡眠数据的用户指令的输入)和可选地是否满足用于生成报警信号。如果否,则数据处理系统18重复从第一步骤21的过程。否则数据处理系统18前进至第五步骤25。

[0059] 在第五步骤25中,数据处理系统18在诸如从当前时间开始的选择的小时数、一晚或一天等的选择的时间周期内检索所记录的睡眠状态分配。数据处理系统18可以被配置成引起显示器19沿着时间标尺显示针对测量时间区间的分配的睡眠状态。虽然第五步骤25被示出为过程中的顺次步骤,但事实上它可以与其他步骤同时执行,例如在分离的处理线程中或通过不同的处理器。

[0060] 数据处理系统18可以被配置成在第五步骤25中将睡眠状态聚合,例如,通过例如基于分配给不同睡眠状态的测量时间区间的计数来计算在所选择的时间周期中、在睡眠状态中的相应一个睡眠状态中花费的时间的量,和/或通过计算横跨连续分配相同睡眠状态的多个测量时间区间的连续时间区间的长度。数据处理系统18可以被配置成引起显示器19显示计算出的聚合,例如,作为数字、条或呈连续时间区间的长度的直方图的形式。

[0061] 在第五步骤25之后,数据处理系统18执行第六步骤26,其中确定是否启动再训练过程27,用于再训练用于在第二步骤22中的分配的显式或隐式范围。再训练(通过训练模块108)可以例如周期性地或者响应于检测到分类器106可靠性的减小的指示而启动。再训练可以与图2的过程同时执行:分配的旧方法可以继续第二步骤22中使用直到再训练完成。虽然第六步骤26被示出为过程中的顺次步骤,但事实上也可以与其他步骤同时执行,例如在分离的处理线程中或者通过不同的处理器。

[0062] 如所描述的,第二步骤22中由数据处理系统18进行的睡眠状态和/或睡眠状态的概率的分配牵涉到使用心跳和呼吸特征值的向量的值的范围的预定限定和/或表达用于分配的向量的序列的可能性的那些向量和/或模型的函数的限定。

[0063] 已发现,使用具有固定限定的心跳和呼吸特征值不可能获得可靠的睡眠状态数据。睡眠状态之间的关系似乎可以通过更直接的方法来确定,并且这些特征在婴儿的发育过程中改变,且改变发生时的时间标尺和它们发生的方式在不同婴儿之间广泛地存在差异。

[0064] 为了维持基于心跳和呼吸特征值的可靠的睡眠状态分配,数据处理系统18重复地执行训练过程以确定在时间过程中的更新的限定。用于确定具有相关联的状态值的范围的限定的训练过程、用以隐式地限定这样的范围的函数、用以分配概率的函数和模型(诸如隐马尔可夫模型)本身可从模式辨识的一般领域已知。

[0065] 为了提高睡眠状态的分配的可靠性,优选的是使用受监督的训练过程,也就是,如下的训练过程,在训练过程中,提供特征值的测得向量的示例,每个示例与当测量测得的特征值时所属的状态的指示或不同状态的概率相关联。

[0066] 然而,受监督的训练一般更繁琐。因为已发现没有单个的限定可以用于所有婴儿,所以用于婴儿睡眠监测的各重复的训练过程必须针对单独的婴儿来进行。通过对婴儿应用电极以便基于脑电波与心跳和呼吸特征的训练示例组合来提供真实状态测量而是不可行的。在学习了区分不同婴儿睡眠状态之后,要求父母观察婴儿许多小时并且输入观察到的睡眠状态也是不可行的。

[0067] 可测量的语境信息可以代替地使用来支持不要求对婴儿应用电极或持续观察的受监督的训练的形式。数据处理系统18可以使用来自麦克风14的输入来检测婴儿何时啼哭。啼哭的检测指示婴儿未处于任何睡眠状态。类似地,数据处理系统18可以使用来自照相机10的视频输入和/或测量施加在床上的力的力变化的力传感器以检测婴儿何时进行大规模移动。取代照相机图像和/或感测到的力,可以使用透射-反射延迟,雷达、光学雷达或诸如多普勒频移等的声纳测量,和/或加速度计测量。像啼哭的检测一样,高于充分高的阈值的移动的检测指示婴儿未处于任何睡眠状态。当这样的训练示例被从训练睡眠状态的检测中排除时,该类型的语境信息增加了对应于实际睡眠状态的剩余训练示例的分数,由此增加了检测的可靠性。此外,这样的训练示例提供了训练示例与清醒状态相关联的受监督的训练信息的形式。

[0068] 在实施例中,数据处理系统18可以在训练过程中使用这样的检测以从训练过程中消除当检测到婴儿未处于睡眠状态时已测得的示例性心跳和呼吸特征值。这可以用来提高使用剩余示例性心跳和呼吸特征值的不受监督的训练的准确性。例如,因为存在来自非睡眠状态的较少噪声,剩余的示例性心跳和呼吸特征值可以被聚类成更准确地对应于不同睡

眠状态的聚类。在另一示例中,剩余示例性心跳和呼吸特征向量可以首先被过滤,以去除处于当检测到婴儿未处于睡眠状态时已测得的特征向量的聚类内的向量。因此,对应于醒着状态的更多特征向量可以被消除。在该实施例中,过滤后保留的特征向量提供了睡眠状态之间的区分的更准确的训练。

[0069] 应强调的是,该实施例仅仅是利用语境信息的训练过程的一个示例。通过示例的方式,针对该示例将给出训练过程的流程图。

[0070] 图4示出训练过程的示例性实施例的流程图。在第一步骤41中,数据处理系统18确定心跳和呼吸特征值以及针对多个时间区间中的每一个的语境信息。可以使用比方说在比方说一小时与一天之间的延长的时间段内分布的三十秒与十分钟之间的时间区间。

[0071] 第一步骤41中的心跳和呼吸特征值的确定可以如针对图2的第一步骤21所描述的那样进行。可选地,可以使用来自用于测量床上的力的其他传感器(诸如一个或多个力传感器)的特征值。在示例性实施例中,第一步骤41中由数据处理系统18确定的语境信息可以基于从麦克风14接收的音频数据、来自照相机10的视频数据和/或来自力传感器16的力数据。在一个示例中,数据处理系统18可以被配置成从麦克风14接收音频数据,将在时间区间的至少一部分期间的平均音频功率水平计算为特征值(可选地,处于包括由啼哭的婴儿产生的频率的预定频带的功率水平)。另外地或替代地,处理系统18可以通过从来自照相机10的图像中检测运动并将运动的幅度确定为特征值(例如,婴儿的身体的相同部位的不同位置之间的最大图像距离)来确定语境信息。另外地或替代地,处理系统18可以通过检测作为特征值的最大峰-峰力值变化而从来自诸如力传感器16等的其他传感器的信号中确定语境数据。

[0072] 在第二步骤42中,数据处理系统18确定是否针对时间区间中的每一个从这些传感器导出的特征值是否在与婴儿的“醒着”状态相关联的预定的范围内。可选地,数据处理系统18基于特征的大小在醒着状态、睡觉状态和“不确定”状态之间进行区分。

[0073] 在一个示例中,数据处理系统18可以被配置成将时间区间中的平均或最大音频功率水平特征与预定阈值进行比较,并且如果超过阈值则检测特征值在预定的范围中。另外地或替代地,处理系统18可以将运动幅度特征值与进一步的预定阈值进行比较,并且如果超过进一步的阈值则检测特征值在预定的范围中。另外地或替代地,处理系统18可以将峰-峰力变化特征与预定阈值进行比较,并且如果超过阈值则检测特征值在预定的范围中。

[0074] 在第三步骤43中,数据处理系统18选择心跳和呼吸特征向量及可选的其他特征值的向量的第一和第二集合。第一集合的向量包含来自第二步骤42中确定“醒着”状态所针对的时间区间的特征值的向量。第二集合的特征值包含来自不是这样的时间区间的特征值的向量。

[0075] 在该示例性实施例的第四步骤44中,数据处理系统18执行聚类过程以形成来自所选择的第一和第二集合的心跳和呼吸特征值及可选的其他特征值的特征向量的聚类。在实施例中,数据处理系统18首先针对第一集合执行聚类过程,其所得到的聚类将被称为“醒着”聚类。接下来,数据处理系统18测试来自第二集合的向量以确定它们是否处于基于第一集合形成的“醒着”聚类内(或者它们是否处于与这些“醒着”聚类的中心相距不超过预定距离)。如果是这样,则数据处理系统18从第二集合中去除该向量。在该实施例中,数据处理系统18随后执行针对第二集合中的剩余向量的聚类过程。这造成第二类型的聚类,其将被称

为“睡眠”聚类。取代这样的两个步骤聚类,可以使用一个步骤聚类过程,其要求聚类的那部分基本不包含来自第三步骤43中形成的第二集合。来自该部分的聚类接着被称为“睡眠”聚类。可选地,数据处理系统18可以针对已经借助于来自第二步骤42中分配给确定的睡觉状态的时间区间的特征向量而存在的睡觉状态中的一个或多个创建初始聚类(种子)。以该方式,来自在第二步骤42中已发现不确定的时间区间的特征向量可以被添加到基于心跳和呼吸特征值及可选的其他特征值的确定的睡觉状态。

[0076] 聚类方法本身是已知的。聚类利用了针对不同训练实例中的不同特征的特征值与值的向量之间的距离度量。在聚类的示例性形式中,各聚类包含如下的特征向量,与到针对其他聚类的参考特征向量相比,针对该聚类的参考特征向量相距近。聚类方法的实施例选择使从训练示例的特征向量到它们的聚类的参考特征向量的距离的组合最小化的参考特征向量。对于一维特征向量,聚类可以仅仅是选择对应于向量值的分布中的峰值的参考值的问题。在本情况中,特征向量包括相同时间区间的心跳和呼吸特征及可选的其他特征的值,并且使用了来自不同时间区间的这样的特征向量之间的距离。

[0077] 在实施例中,数据处理系统18可以被配置成在聚类过程中使用针对当前或前一分配的聚类作为初始聚类,例如以迭代地选择聚类的适配版本以便减小聚类与训练示例之间的距离。

[0078] 在一个实施例中,可以使用欧式距离 (Euclidean distance),即,来自不同时间区间的对应特征的值之间的差异的平方的可选加权和平方的平方根。在这些或其他实施例中,可以使用用作针对不同时间区间的特征的直方图之间的差异度量来取代差异。也可以使用其他类型的差异度量,诸如绝对值的(加权)和。

[0079] 在第五步骤45中,数据处理系统18将“睡眠”聚类分配给安静睡眠和主动睡眠聚类的集合。这可以例如基于将具有高于和低于阈值的平均心率的向量的聚类分别分配给安静睡眠聚类的集合和主动睡眠聚类的集合来完成。在该实施例中,数据处理系统18可以在图2的过程的第二步骤22中使用针对聚类的参考特征向量来分配睡眠状态。第二步骤22可以包括计算从测量时间区间确定的特征向量与聚类的参考特征向量之间的距离和使用处于最低距离的聚类的睡眠状态,或者距离低于阈值所针对的聚类的睡眠状态。为了检测这样的分配的降低了的可靠性的指示,数据处理系统18可以测试针对聚类的参考特征向量与针对分配给根据该聚类的对应睡眠状态的特征向量的多个时间区间的平均值之间的距离。如果该差异超过预定阈值,则数据处理系统18可以触发再训练。

[0080] 如所提到的,通过参照图4描述的实施例仅仅是训练过程的一个示例。可以使用的任何类型的训练过程,例如并不一定是聚类过程,用于区分训练向量的集合中的类别并确定参数以识别该类别,该参数标识用于将向量分配给类别的训练准则。类别此后可以与不同的睡眠状态和醒着状态相关联,例如,通过确定哪些类别大多数包含与醒着状态相关联的特征向量,并且使用平均心率和/或呼吸率以将安静睡眠类别与主动睡眠类别区分开。在其他实施例中,可以使用部分受监督的训练过程,其中需要类别的指示,这是因为仅需要类别的一部分。

[0081] 在进一步的实施例中,婴儿未处于睡眠状态的检测可以用于在诸如图3的隐马尔可夫模型等的时间序列模块中分配确定的状态。随后,该模型可以用于将随后的状态分配以与没有检测时相比较高的可靠性。即使模型的参数因为它们归因于婴儿的发育变得过时

而需要再训练,这也可以用于产生针对用于在检测之后的有限时间周期内在受监督的训练中使用的示例性特征值测量的状态分配或概率。

[0082] 在简单示例中,婴儿已被放在床中或已停止啼哭或已停止做出大的移动的检测可以用于获得在假定该检测的情况下对于立即随后的时间区间中的不同可能状态的预定概率。在给定这样的检测的情况下婴儿处于主动睡眠状态的概率基本高于在任意时间的那个概率。这可以用于提高具有从那个随后时间区间获得的示例性特征值的受监督的训练的可靠性。在简单实施例中,在预定时间区间期间与示例性特征值相关联的状态可以被设定为针对用于训练的目的的预定持续时间(例如,在一分钟与十分钟之间)的时间区间的主动睡眠状态。虽然存在有这会造造成错误示例的低的可能性,但是对于这样的错误示例训练过程是鲁棒性的。

[0083] 应强调的是,该实施例仅仅是利用与所检测的语境信息的时间关系的训练过程的示例。通过示例的方式,将对于该示例给出训练过程的流程图。

[0084] 图5示出使用这样的时间信息的训练过程的示例性实施例的流程图。在类似于图4的第一步骤41的第一步骤51中,数据处理系统18确定针对多个时间区间中的每一个的心跳和呼吸特征值以及语境信息。

[0085] 在第二步骤52中,数据处理系统18确定是否针对时间区间中的每一个从这些传感器导出的特征值是否在与婴儿的“醒着”状态或将婴儿放在床中向量的预定的范围内。这些时间区间将被称作种子间隔。

[0086] 在第三步骤53中,数据处理系统18使用第二步骤52的检测到的时间区间将状态分配给其他时间区间的一部分。在另一实施例中,可以将状态概率分配给这些其他时间区间。一般地,在种子间隔之后的预定延迟内所跟随的时间区间可以被分配给“主动睡眠”状态。

[0087] 在第四步骤54中,数据处理系统18执行聚类过程以形成来自所选择的第一和第二集合的心跳和呼吸特征值及可选的其他特征值的特征向量的聚类。在实施例中,数据处理系统18可以首先执行已分配“醒着”状态和“主动睡眠状态”的时间区间的聚类过程。接下来数据处理系统18测试来自剩余时间区的特征向量以确定它们是否处于“醒着”聚类或“主动”聚类内(或者它们是否处于与这些聚类的中心相距不超过预定距离)。数据处理系统18随后执行针对不是这些聚类中的剩余向量的聚类过程。接着将最终得到的聚类与“主动睡眠”状态相关联。当在主动睡眠状态的开始后的某一时间区间之后没有检测到移动时,分配安静睡眠状态。

[0088] 注意到,该实施例仅仅是利用与所检测的语境信息的时间关系的训练过程的一个示例。对于图4的过程,任何类型的训练过程、例如但不一定是聚类过程可以用于区分训练向量的集合中的类别并确定参数以识别该类别,在参数上识别用于将向量分配给类别的训练准则。类别可以此后与不同睡眠状态相关联。在其他实施例中,可以使用不同受监督的训练过程,其中需要类别的指示,这是因为仅需要类别的一部分。

[0089] 如果使用状态概率,则可以为紧跟着种子间隔的时间区间限定对于不同状态的预定概率的第一集合,以及背景概率的第二集合和描述了概率如何作为种子间隔之后的时间距离的函数从第一集合改变至第二集合的函数。这样的集合和函数可以从马尔可夫模型的参数计算出。数据处理系统18可以根据这些函数将概率分配给种子间隔之后的时间区间。在这样的实施例中,可以使用就状态的概率而言具有监督的训练过程。

[0090] 如果使用隐马尔可夫模型,则可以基于在经训练的分类的基础上分配的状态来再训练根据该模型的状态转变的转变概率。

[0091] 本领域技术人员可以在实践所要求保护的本发明时从对附图、公开和随附权利要求的研究中理解并实现对所公开的实施例做出的其他变化。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以满足权利要求中所记载的若干项目的功能。相互不同的从属权利要求中记载了某些措施这个纯粹的事实不表明这些措施的组合不能有利地使用。计算机程序可以存储/分布在合适的介质上,诸如与其他硬件一起或作为其一部分供给的光学存储介质或固态介质,但是也可以以其他形式分布,诸如经由因特网或者其他有线或无线电信系统。权利要求中的任何附图标记都不应该解释为限制权利要求的范围。

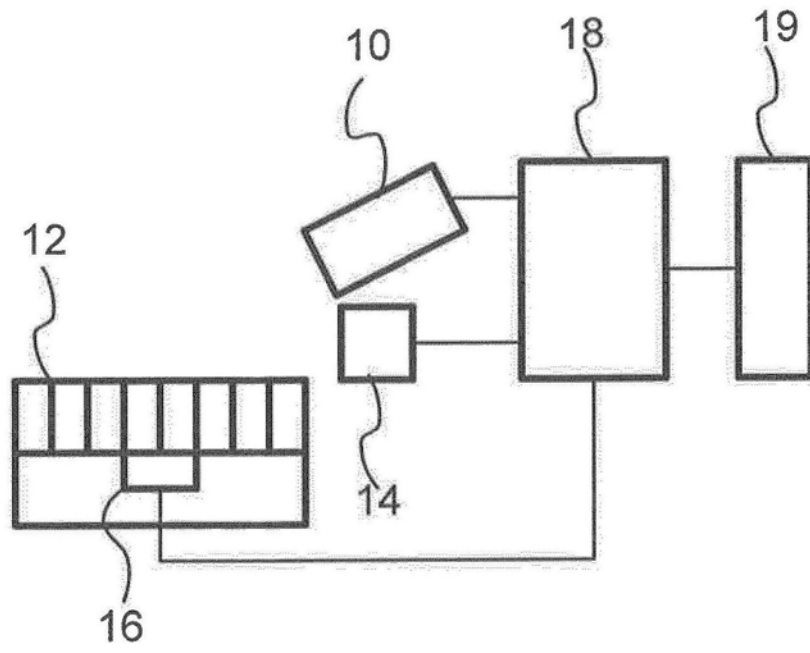


图1

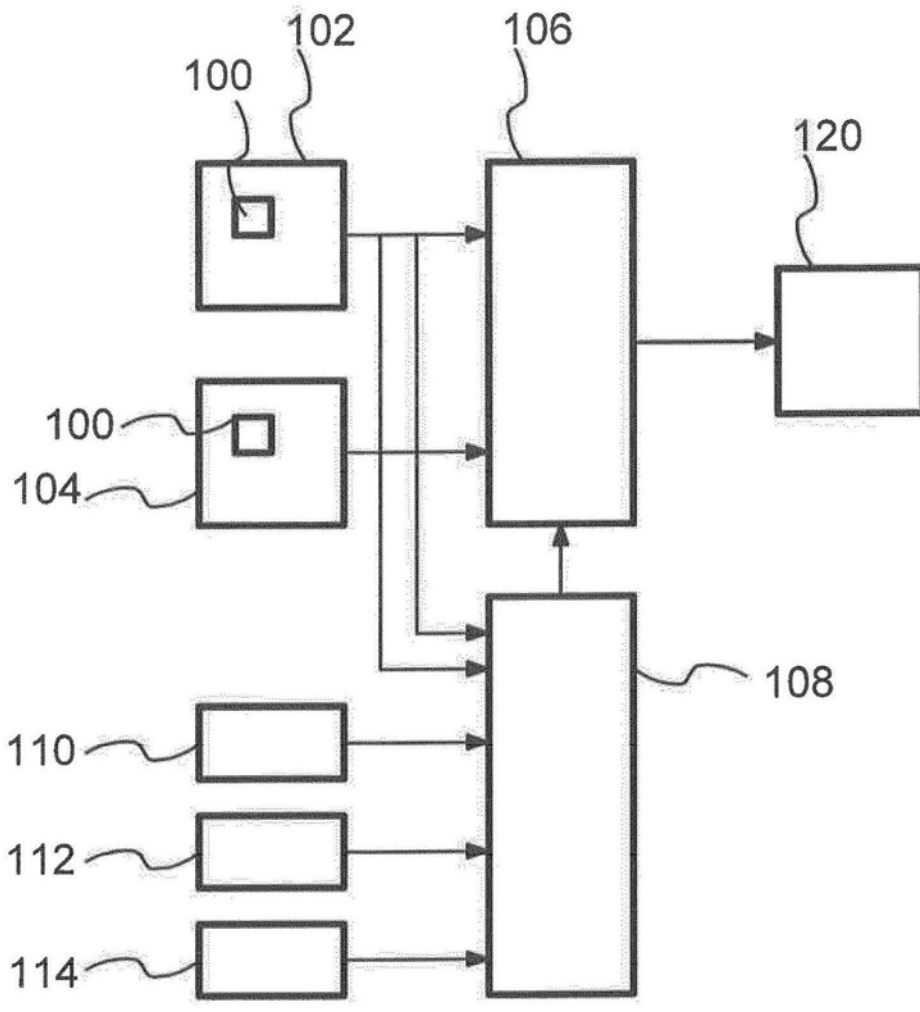


图1a

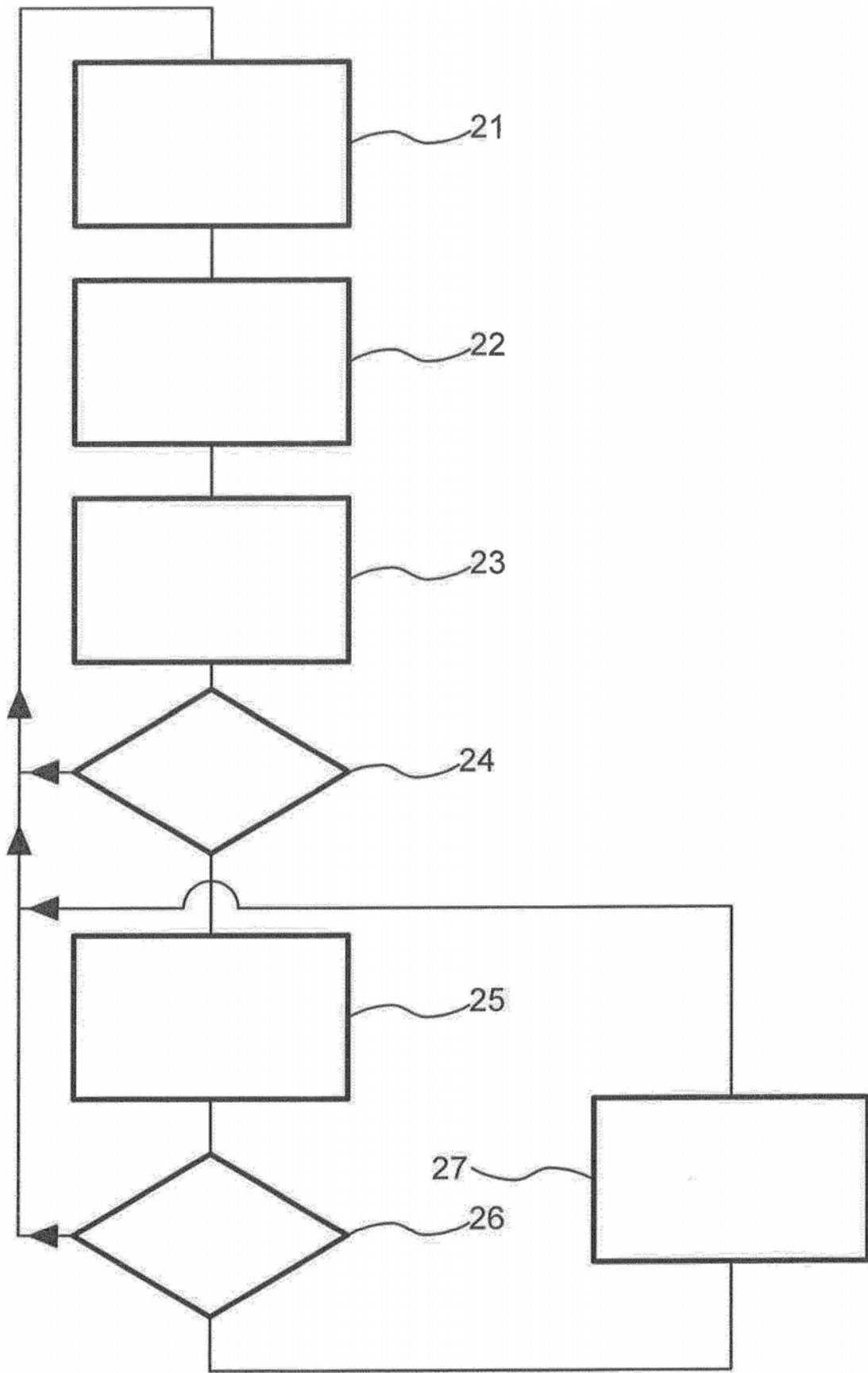


图2

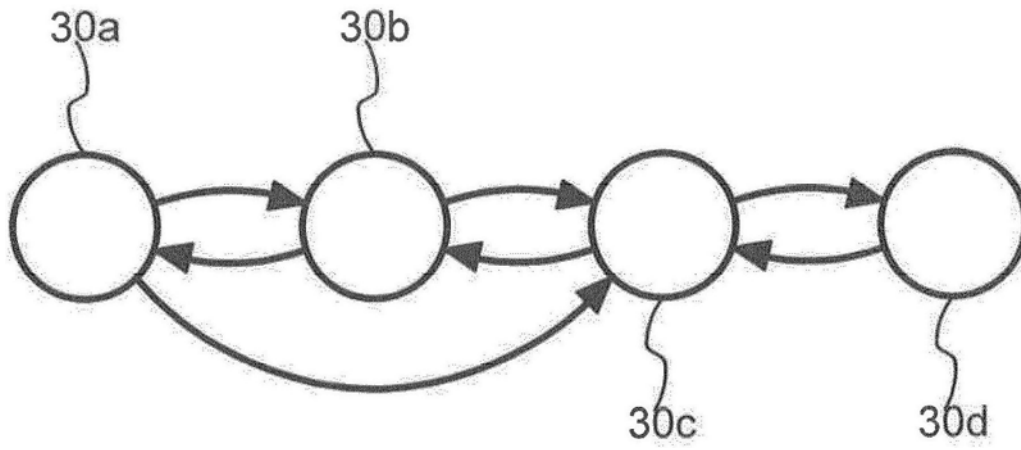


图3

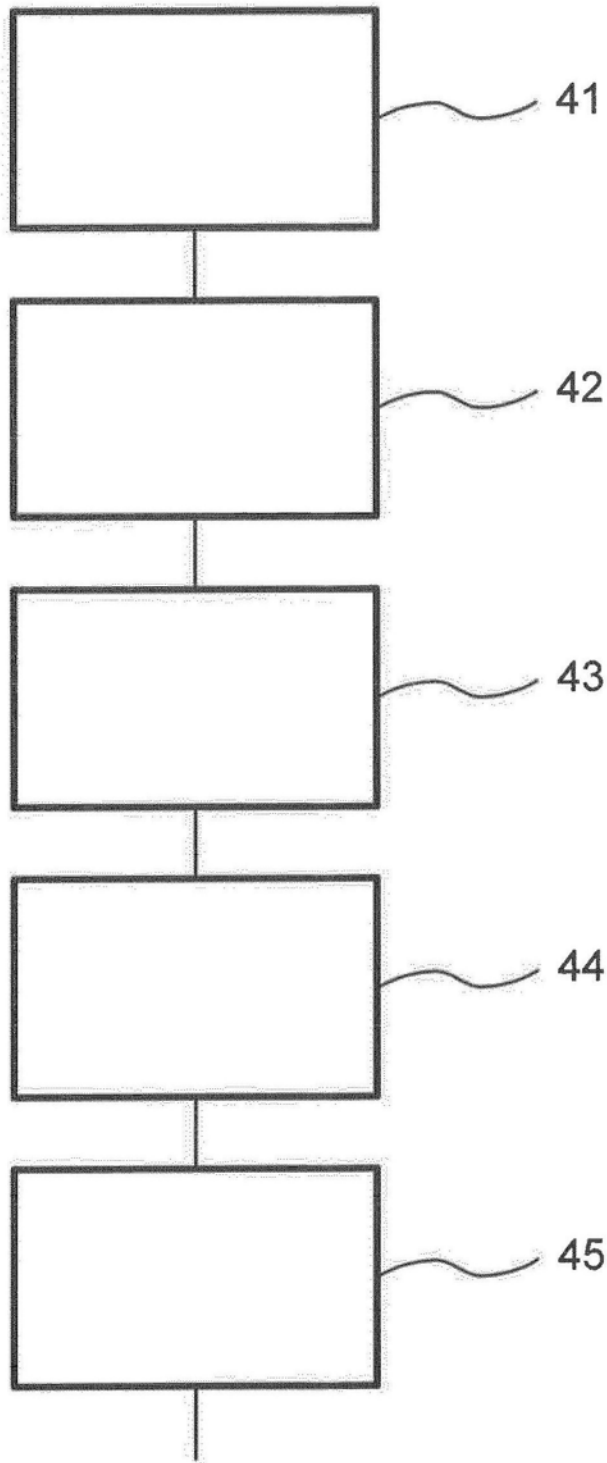


图4

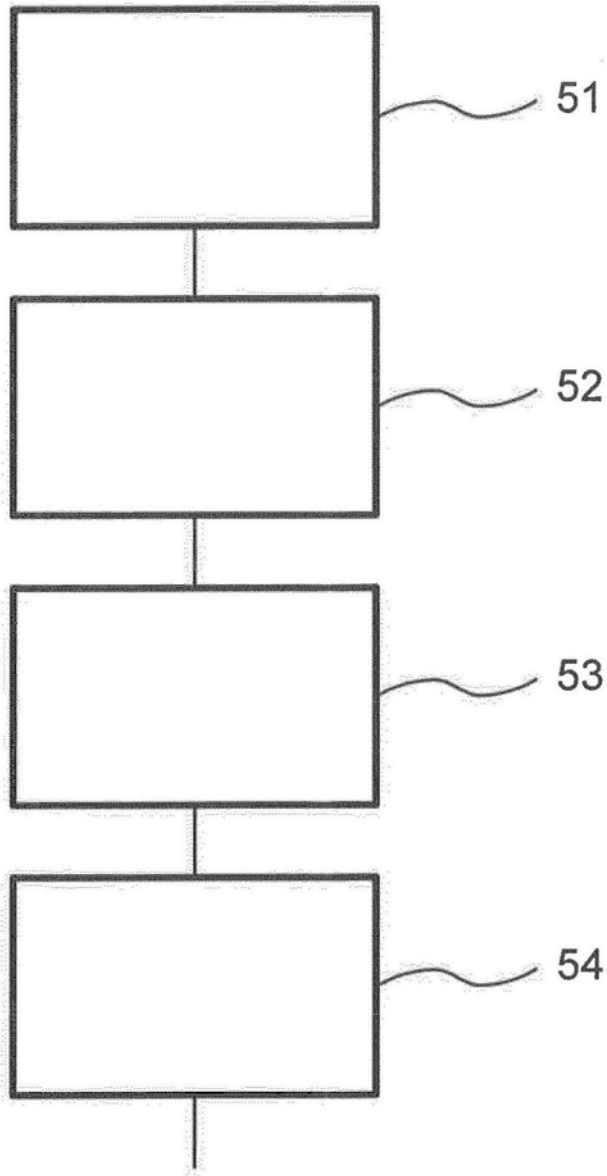


图5

专利名称(译)	婴儿睡眠监测器		
公开(公告)号	CN107106027A	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201580068641.3	申请日	2015-12-08
[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	A海恩里奇 PM方赛卡		
发明人	A·海恩里奇 P·M·方赛卡		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/113		
代理人(译)	郑立柱		
优先权	2014198246 2014-12-16 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

用于监测婴儿睡眠的睡眠监测器使用基于心跳特征呼吸特征的睡眠状态分类。睡眠监测器在睡眠监测器的使用期间自动地再训练分类。用于在该训练过程中使用的训练示例通过基于来自声音特征检测器、移动特征检测器(112)和睁眼检测器(114)中的至少一个的信号检测床中的婴儿处于清醒状态时的时间点而自动地生成。再训练可以包括使用从清醒状态的检测的结束起的时间序列以对用于训练过程在该时间序列期间的心跳特征和/或呼吸特征值分配类别。在实施例中，再训练包括将在检测到的清醒状态之外检测到的检测特征和/或呼吸特征值聚类。

