



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107440680 A

(43)申请公布日 2017.12.08

(21)申请号 201710176863.8

(22)申请日 2017.03.23

(30)优先权数据

2016-059972 2016.03.24 JP

(71)申请人 丰田自动车株式会社

地址 日本爱知县丰田市

(72)发明人 梶洋隆

(74)专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 高培培 车文

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

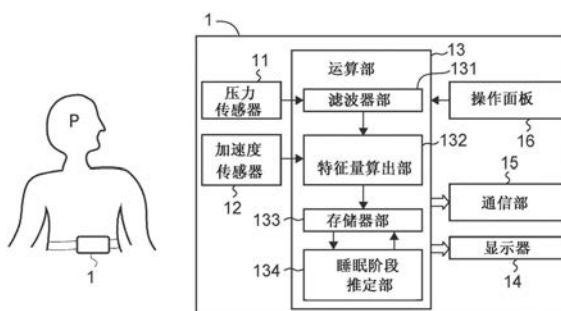
权利要求书3页 说明书16页 附图7页

(54)发明名称

睡眠状态推定装置

(57)摘要

本发明涉及睡眠状态推定装置。本发明的装置基于睡眠状态函数来判定被检者的睡眠状态属于包括清醒阶段在内的睡眠状态下的多个睡眠阶段中的哪个阶段,所述睡眠状态函数以从被检者的按照时间序列计测出的呼吸运动指标值及体动指标值中分别提取的呼吸运动特征量和体动特征量为变量来算出。睡眠状态函数是包括系数参数的函数,所述系数参数基于学习用数据来设定,所述学习用数据由基于校正用的睡眠状态的计测产生的睡眠阶段的判定结果和基于与此同时进行的计测产生的呼吸运动特征量及体动特征量构成。



1. 一种睡眠状态推定装置,其特征在于,包括:

呼吸运动计测单元,按照时间序列计测呼吸运动指标值,该呼吸运动指标值表示被检者的呼吸运动状态;

体动计测单元,与所述呼吸运动状态的计测一起按照时间序列计测体动指标值,该体动指标值表示所述被检者的体动状态;

呼吸运动特征量提取单元,从所述计测出的呼吸运动指标值的时间序列数据中提取呼吸运动特征量;

体动特征量提取单元,从所述计测出的体动指标值的时间序列数据中提取体动特征量;以及

睡眠阶段判定单元,基于睡眠状态值来判定所述被检者的睡眠状态属于包括清醒阶段在内的睡眠状态中的多个睡眠阶段中的哪个阶段,所述睡眠状态值是以所述呼吸运动特征量和所述体动特征量为变量而通过睡眠状态函数来算出的,

所述睡眠状态函数通过将数据组用作训练数据的学习处理来调整制作,所述数据组由基于校正用的睡眠状态的计测而得到的睡眠阶段的判定结果和从与所述校正用的睡眠状态的计测一起计测出的呼吸运动指标值及体动指标值中分别提取出的呼吸运动特征量及体动特征量构成。

2. 根据权利要求1所述的睡眠状态推定装置,其特征在于,

所述呼吸运动计测单元包括压力传感器,该压力传感器佩戴于所述被检者的胸部或腹部,或者与所述被检者的胸部或腹部接触,

所述呼吸运动指标值是由所述压力传感器计测的因与所述被检者的呼吸运动相伴的身体表面的位移而变化的压力值,

所述体动计测单元包括加速度传感器,该加速度传感器佩戴于所述被检者的身体或者与所述被检者的身体接触,

所述体动指标值是由所述加速度传感器计测的伴随所述被检者的体动而变化的加速度值。

3. 根据权利要求1或2所述的睡眠状态推定装置,其特征在于,

所述睡眠状态推定装置能够佩戴于所述被检者的身体,且收纳于能够携带的壳体。

4. 根据权利要求1~3中任一项所述的睡眠状态推定装置,其特征在于,

所述呼吸运动特征量是包括所述呼吸运动指标值的时间序列的计测数据中的每个时段的平均呼吸数、呼吸变动系数、振幅振动系数及自相关峰值比的组,所述体动特征量包括所述体动指标值的时间序列的计测数据中的每个时段的加速度差分范数的最大值。

5. 根据权利要求1~3中任一项所述的睡眠状态推定装置,其特征在于,

所述呼吸运动特征量是在所述呼吸运动指标值的时间序列的计测数据中的按照每个时段得到的特征量的值中减去所述特征量的值在一次睡眠状态推定的执行中的中值而得到的值,

所述体动特征量是在所述体动指标值的时间序列的计测数据中的按照每个时段得到的特征量的值中减去所述特征量的值在一次睡眠状态推定的执行中的中值而得到的值。

6. 根据权利要求2所述的睡眠状态推定装置,其特征在于,

所述睡眠状态推定装置包括从由所述压力传感器计测出的时间序列的压力值数据中

提取与伴随于所述被检者的呼吸运动的身体表面的位移相伴的压力变化的成分的时间序列的数据的单元，

所述呼吸运动特征量提取单元从所述提取出的压力变化的成分的时间序列的数据中提取所述呼吸运动特征量。

7. 根据权利要求1~6中任一项所述的睡眠状态推定装置，其特征在于，

所述呼吸运动特征量提取单元及所述体动特征量提取单元分别按照每个时段提取所述呼吸运动特征量和所述体动特征量，

所述睡眠阶段判定单元按照每个时段判定所述被检者的睡眠阶段，进而将对按照所述每个时段判定出的时间序列的睡眠阶段进行中值滤波处理而得到的睡眠阶段决定为各时段的睡眠阶段。

8. 根据权利要求1~7中任一项所述的睡眠状态推定装置，其特征在于，

通过所述睡眠状态函数算出的睡眠状态值是睡眠阶段出现概率，所述睡眠阶段出现概率是针对所述多个睡眠阶段的各个睡眠阶段算出的睡眠状态值，表示在得到了所述呼吸运动特征量和所述体动特征量的状态下所述被检者的睡眠状态属于各个睡眠阶段的概率，

所述睡眠阶段判定单元将所述多个睡眠阶段中的根据所述呼吸运动特征量和所述体动特征量决定的所述睡眠阶段出现概率最高的阶段判定为所述被检者的睡眠状态。

9. 根据权利要求8所述的睡眠状态推定装置，其特征在于，

所述睡眠状态函数使用所述训练数据并按照最小二乘概率分类器的理论来调整制作。

10. 根据权利要求8或9所述的睡眠状态推定装置，其特征在于，

在所述睡眠阶段出现概率最高的睡眠阶段的所述睡眠阶段出现概率未超过规定值时，所述睡眠阶段判定单元判定为所述被检者的睡眠状态不明。

11. 根据权利要求8或9所述的睡眠状态推定装置，其特征在于，

所述睡眠阶段判定单元基于所述多个睡眠阶段中的非快速眼动睡眠的阶段的睡眠阶段出现概率的合计值来推定所述被检者的入眠时刻。

12. 根据权利要求1~11中任一项所述的睡眠状态推定装置，其特征在于，

所述睡眠阶段判定单元容易输出所述被检者的睡眠状态属于所述多个睡眠阶段中的与睡眠经过时间的长度相应地容易出现的睡眠阶段的判定。

13. 根据权利要求8~11中任一项所述的睡眠状态推定装置，其特征在于，

所述睡眠阶段判定单元对应于与睡眠经过时间的长度相应的所述多个睡眠阶段各自的出现容易度而对所述多个睡眠阶段各自的睡眠阶段出现概率乘以权重，并将乘以所述权重后的睡眠阶段出现概率最高的阶段判定为所述被检者的睡眠状态。

14. 根据权利要求1~13中任一项所述的睡眠状态推定装置，其特征在于，

所述睡眠阶段判定单元容易作出所述被检者的睡眠状态属于所述多个睡眠阶段中的与所述被检者的年龄相应地容易出现的睡眠阶段的判定。

15. 根据权利要求8~11、13中任一项所述的睡眠状态推定装置，其特征在于，

所述睡眠阶段判定单元对应于与所述被检者的年龄相应的所述多个睡眠阶段各自的出现容易度而对所述多个睡眠阶段各自的睡眠阶段出现概率乘以权重，并将乘以所述权重后的睡眠阶段出现概率最高的阶段判定为所述被检者的睡眠状态。

16. 根据权利要求1~15中任一项所述的睡眠状态推定装置，其特征在于，

基于所述校正用的睡眠状态的计测而进行的睡眠阶段的判定是基于多导睡眠图而进行的判定。

睡眠状态推定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及对人类的睡眠状态进行推定的装置。更详细而言,涉及基于被检者的呼吸波形的计测数据等来推定被检者的睡眠阶段的装置。

背景技术

[0002] 人的睡眠状态(睡眠的深度)在健康管理上为重要的信息,因此提出了各种对人的睡眠状态进行判定的技术。所述睡眠状态已知可以根据脑电波和眼球运动的图案而分类成例如快速眼动睡眠、非快速眼动睡眠中的阶段I~IV这样的阶段(睡眠阶段),在睡眠阶段的判定中,原则上,根据作为国际判定基准的R&K法,使用多导睡眠图(polysomnography, PSG)来同时计测被检者的脑电波、心电位、呼吸、眼电位、下巴附近的肌电位,然后专家参照所述计测出的一系列的数据每隔30秒决定睡眠阶段(参照图5(A))。然而,在基于PSG的上述那样的数据计测中,需要大型的设备,因此基于PSG的睡眠阶段的判定通常在医院等实施,普通的个人无法容易地使用。因此,近几年,提出了各种用于使用腕带型或带型的能够穿戴的压力传感器、加速度传感器(可穿戴传感器)来计测就寝中或休息中的被实验者的呼吸运动(与呼吸相伴的身体表面的位移)、体动,并基于这些计测数据来推定被实验者是否处于睡眠状态或者处于哪个睡眠阶段的技术。

[0003] 作为那样的技术,在例如日本特开2006-20810、日本特开2006-280686中,提出了使用佩戴于被检者的身体或者插入在侧卧的被检者的身体之下的压力传感器来计测被检者的身体表面的位移作为压力变化,并基于该计测出的压力变化的时间序列数据中的波形的特征来推定被检者的睡眠状态的结构。在这些文献的情况下,概括地说,推定为在计测出的压力的时间序列数据中的波形的振幅相对大的区域存在被检者的体动,在检测到体动的区域或体动超过规定时间等的情况下判定为被检者处于清醒状态。并且,在Proc. IEEEEMBC 2008年5262-5265页(Walter Karlen, Claudio Mattiussi, Dario Floreano. Improving Actigraph Sleep/Wake Classification with Cardio-Respiratory Signals, Proc. IEEEEMBC 2008p. 5262-6265)中,公开了如下的尝试:对于被检者,佩戴组装有对被检者的心率、呼吸运动、加速度、温度分别进行计测的传感器的传感器装置,将由此得到的各计测值的特征量向神经网络输入,判别清醒状态和睡眠状态。在该文献中,记载了在由加速度传感器(活动记录仪)计测的体动较小时通过参照心率和呼吸运动来提高被检者处于清醒状态的情况下的检测精度。

发明内容

[0004] 根据上述那样的使用了可穿戴传感器的技术,与PSG无关,能够基于关于人的呼吸状态、体动的计测数据,以某种程度的精度来推定人的睡眠状态。然而,由压力传感器得到的基于与被检者的呼吸运动相伴的身体表面的位移产生的压力变化的时间序列数据中的波形(以下称为“呼吸波形”。)、由加速度传感器等得到的与被检者的体动相伴的加速度与睡眠状态及/或睡眠阶段之间的对应关系是复杂的,难以根据某一个呼吸波形或体动中的

特征量是否超过规定的阈值等来高精度地推定睡眠状态或睡眠阶段。例如,对于被检者,在检测到较大的体动的出现或者检测到较大的体动持续规定时间以上的情况下,被检者处于清醒状态的可能性较高,但是有时即使处于睡眠状态也会出现那样的体动,相反有时即使没有那样的较大的体动,被检者也处于清醒状态。并且,同样,在判定被检者的状态处于睡眠状态中的多个睡眠阶段中的哪个阶段的情况下,也难以根据从计测数据中提取的某一个特征量的值与规定的阈值之间的大小关系来高精度地确定被检者的睡眠阶段。而且,在通过可穿戴传感器得到的计测数据(信号)中存在较多的噪声,在从计测数据中提取的特征量为少数时,可能受到噪声的影响而发生判定结果(推定结果)不稳定的情况。

[0005] 如此,本发明提供一种装置,基于从使用可穿戴传感器而计测的关于人的呼吸运动和体动的计测数据中提取的特征量,推定人的睡眠状态及/或睡眠阶段,得到更高精度的睡眠状态及/或睡眠阶段的推定结果。需要说明的是,如已述的那样,睡眠阶段的判定基于国际判定基准并通过PSG的计测来完成,因此基于呼吸运动和体动的睡眠阶段的判定成为睡眠阶段的推定。因此,在与本发明的方式有关的说明中,在称作“睡眠阶段的判定”的情况下,除非另有规定,否则可以与“睡眠阶段的推定”含义相同。并且,在称作“睡眠状态”、“睡眠阶段”的情况下,除非另有规定,否则可以也包括被检者清醒的状态(清醒状态、清醒阶段)。

[0006] 本发明的第一方式的睡眠状态推定装置包括:呼吸运动计测单元,按照时间序列计测呼吸运动指标值,该呼吸运动指标值表示被检者的呼吸运动状态;体动计测单元,与前述呼吸运动状态的计测一起按照时间序列计测体动指标值,该体动指标值表示所述被检者的体动状态;呼吸运动特征量提取单元,从所述计测出的呼吸运动指标值的时间序列数据中提取呼吸运动特征量;体动特征量提取单元,从所述计测出的体动指标值的时间序列数据中提取体动特征量;以及睡眠阶段判定单元,基于睡眠状态值来判定所述被检者的睡眠状态属于包括清醒阶段在内的睡眠状态下的多个睡眠阶段中的哪个阶段,所述睡眠状态值是以所述呼吸运动特征量和所述体动特征量为变量而通过睡眠状态函数来算出的,其中,所述睡眠状态函数通过将数据组用作训练数据的学习处理来调整制作,所述数据组由基于校正用的睡眠状态的计测而得到的睡眠阶段的判定结果和从与前述校正用的睡眠状态的计测一起计测出的呼吸运动指标值及体动指标值中分别提取出的呼吸运动特征量及体动特征量构成。

[0007] 在上述的结构中,“呼吸运动指标值”是表示呼吸运动即与被检者的呼吸相伴的胸部及/或腹部的收缩/膨胀运动的状态的指标值,典型的是,可以为根据与被检者的呼吸运动相伴的身体表面的位移而变化的压力。因此,“呼吸运动计测单元”可以为佩戴于被检者的胸部或腹部、或者与被检者的胸部或腹部接触的压力传感器。呼吸运动指标值可以为由压力传感器计测的根据与被检者的呼吸运动相伴的身体表面的位移而变化的压力值。呼吸运动指标值如上述那样按照时间序列计测,典型的是,作为表示时间序列的压力的变化的数据来得到,在该情况下,所述压力变化的波形成为“呼吸波形”。“体动指标值”是表示被检者的体动即身体及/或身体的一部分的运动(位置/朝向的变化)的指标值。所述体动可以通过任意的方法来检测,但在本发明的实施方式中,“体动指标值”可以为伴随于被检者的体动而变化的加速度值。因此,“体动计测单元”包括加速度传感器,该加速度传感器佩戴于被检者的身体或者与被检者的身体接触,体动指标值可以为由加速度传感器计测的伴随被检

者的体动而变化的加速度值。需要说明的是,若体动指标值的计测采用加速度传感器,则不仅能够计测体动的有无,而且也能够计测体动的大小,得到在详细地推定睡眠状态时能够利用的信息,在这点上是有利的。并且,作为所述加速度传感器,为了能够检测任意的方向的体动,可以采用相互独立的能够计测三个轴向的加速度的传感器。

[0008] 并且,在上述的结构中,“呼吸运动特征量”和“体动特征量”可以分别为从“呼吸运动指标值”和“体动指标值”的时间序列数据中提取的确认到与被检者的睡眠状态具有关联的任意的量。典型的是,“呼吸运动特征量”和“体动特征量”不是“呼吸运动指标值”和“体动指标值”的瞬时值,而是持续规定的时间间隔(时段)的时间序列的计测值的统计量。因此,可以构成呼吸运动特征量提取单元及体动特征量提取单元分别按每个时段提取呼吸运动特征量和体动特征量,睡眠阶段判定单元按每个时段判定被检者的睡眠阶段。作为与被检者的睡眠状态具有关联的具体例,在本发明的实施方式中,发现作为呼吸运动特征量,可以有利地采用呼吸运动指标值的时间序列的计测数据中的每个时段的称为“平均呼吸数”、“呼吸变动系数”、“振幅振动系数”及“自相关峰值比”的值的组,作为体动特征量,可以有利地采用体动指标值的时间序列的计测数据中的每个时段的称为“加速度差分范数”的值的最大值(这些各个值的定义在后述的实施方式一栏中说明。)。而且,发现对于上述的每个时段的“平均呼吸数”、“呼吸变动系数”、“振幅振动系数”、“自相关峰值比”及“加速度差分范数的最大值”,从它们中减去各自的一次睡眠状态推定的执行中的中值而得到的值(特征量的标准化)可以更有利地采用为“呼吸运动特征量”和“体动特征量”。需要说明的是,关于“呼吸运动特征量”和“体动特征量”,分别也可以包括除上述列举的特征量以外的量。在该情况下,作为“呼吸运动特征量”及“体动特征量”,也可以使用从计测数据中每个时段得到的特征量的值减去所述特征量的值的一次睡眠状态推定的执行中的中值而得到的值。如上述那样,在作为在睡眠阶段的判定中参照的特征量,与以前的同样的装置的情况相比使用了比较多的个数的量(例如五个以上的量)的情况下,可预期到不易受到计测数据中的噪声的影响,判定结果会稳定。

[0009] 而且,“睡眠状态函数”是如上述那样以“呼吸运动特征量”和“体动特征量”两者为变量来计算的函数。是通过将学习用数据即“由基于校正用的睡眠状态的计测而得到的睡眠阶段的判定结果和从与校正用的睡眠状态的计测一起计测出的呼吸运动指标值及体动指标值中分别提取的呼吸运动特征量及体动特征量构成的数据组”作为训练数据使用的学习处理来调整制作的函数。在此,“校正用的睡眠状态的计测”是在本发明的装置中给予容许为正确的睡眠阶段的判定结果的结果的计测,典型的是,基于PSG进行的计测,但并不限定于此。并且,在此,“学习处理”可以为以在作为变量得到某个“呼吸运动特征量”和“体动特征量”的情况下、能够尽量高精度地判定此时的被检者的睡眠状态属于包括清醒阶段在内的睡眠状态下的多个睡眠阶段中的哪个阶段的方式对“睡眠状态函数”进行调整制作的任意的处理。更详细而言,“学习处理”可以为参照“睡眠状态值”,以能够进行尽量准确的睡眠阶段的判定的方式设定或探索睡眠状态函数所包含的系数参数的处理,所述“睡眠状态值”是在将“呼吸运动特征量”和“体动特征量”作为变量并向“睡眠状态函数”输入的情况下算出的。

[0010] 根据上述方式,基于以呼吸运动特征量和体动特征量为变量并通过利用学习处理(以能够尽量高精度地进行睡眠阶段的判定的方式)调整制作出的睡眠状态函数来算出的

睡眠状态值,来进行被检者的睡眠阶段的判定。即,并不是如以前那样单独参照呼吸运动特征量和体动特征量来按顺序判定被检者的睡眠状态属于多个睡眠阶段中的哪个阶段,而是将呼吸运动特征量与体动特征量组合而综合地通过睡眠状态函数算出睡眠状态值,基于该睡眠状态值来判定被检者的睡眠阶段。根据所述结构,不再是根据一个特征量和与之对应的阈值之间的大小关系来判定睡眠阶段,在例如虽然有体动但是处于睡眠状态(不是清醒状态)的情况或者虽然没有体动但是处于清醒状态等的情况下,也可预期到能够高精度地进行检测。并且,即使在一个特征量的增减并不一定与睡眠阶段的转变一一对应的情况下,在本发明的构成的情况下,也能够综合地评价全部的特征量,因此可预期到与以前相比能够更高精度地判定睡眠阶段。

[0011] 在上述的方式中,以呼吸运动特征量和体动特征量为变量并通过睡眠状态函数来算出的睡眠状态值更具体而言可以为睡眠阶段出现概率,该睡眠阶段出现概率是针对多个睡眠阶段的各个睡眠阶段算出的睡眠状态值,表示在得到了呼吸运动特征量和体动特征量的状态下被检者的睡眠状态属于各个睡眠阶段的概率,睡眠阶段判定单元可以构成为将多个睡眠阶段中的根据呼吸运动特征量和体动特征量决定的睡眠阶段出现概率最高的阶段判定为被检者的睡眠状态。如已述的那样,呼吸运动特征量和体动特征量与睡眠状态或睡眠阶段的对应关系是复杂的,在得到一定限制的个数的呼吸运动特征量和体动特征量的情况下,大多数情况下很难以100%的精度将该状态下的被检者的睡眠状态确定为一个睡眠阶段。相反,在由呼吸运动特征量和体动特征量确定的某状态下,存在被检者的睡眠状态为睡眠阶段的各个阶段的可能性。并且,在国际判定基准中,对人的睡眠状态(离散地)设定了阶段,但是实际的人的睡眠状态的转变是连续的,可能有时无法明确地判定阶段。

[0012] 因此,在上述方式中,如上述那样,可以在得到某个呼吸运动特征量和体动特征量的情况下,算出此时的被检者的睡眠状态为多个睡眠阶段的各个阶段的情况的概率(睡眠阶段出现概率),然后将这些多个睡眠阶段的各个阶段中的睡眠阶段出现概率中的概率最高的阶段判定为此时的被检者的睡眠状态。即,在由某个呼吸运动特征量和体动特征量确定的状态下,将貌似最可靠的睡眠阶段作为该状态下的睡眠阶段的推定结果而输出。根据所述结构,作为装置的推定结果,示出了一个睡眠阶段,另一方面,还能够掌握该推定结果的可靠性。关于这点,根据情况的不同,虽然能够确定算出的多个睡眠阶段的各个阶段中的睡眠阶段出现概率中的最大值,但是可能发生该值不怎么高的情况(例如在睡眠阶段的转变过程中,也可能发生一个睡眠阶段的出现概率并不相对突出的情况。)。在那样的情况下,若硬将被检者的睡眠状态确定为一个睡眠阶段,则反而可能导致推定精度的恶化。因此,在上述的本发明的装置中,睡眠阶段判定单元可以构成为在睡眠阶段出现概率最高的睡眠阶段的睡眠阶段出现概率未超过规定值时,判定为被检者的睡眠状态不明。需要说明的是,多个睡眠阶段中的非快速眼动睡眠的阶段的睡眠阶段出现概率的合计值表示非快速眼动睡眠的阶段的出现概率,因此在所述合计值变大时,能够进行被检者入眠的判定。因此,睡眠阶段判定单元可以构成为基于多个睡眠阶段中的非快速眼动睡眠的阶段的睡眠阶段出现概率的合计值来推定被检者的入眠时刻。

[0013] 如上述那样,以呼吸运动特征量和体动特征量为变量并通过睡眠状态函数来算出针对多个睡眠阶段的各个阶段的睡眠阶段出现概率作为睡眠状态值,并将概率最高的阶段判定为此时的被检者的睡眠状态,在这样的结构中,作为用于对睡眠状态函数进行调整制

作的学习处理的方法,能够适当地利用最小二乘概率分类器的理论(用于语言处理的统计机器学习的国际研讨会论文集2012年1-10页(Sugiyama et al., “LEAST-SQUARES PROBABILISTIC CLASSIFIER: A COMPUTATIONALLY EFFICIENT ALTERNATIVE TO KERNEL LOGISTIC REGRESSION” Proceedings of International Workshop on Statistical Machine Learning for Speech Processing (IWSML2012), pp.1-10, Kyoto, Japan, March 31, 2012.))。因此,在上述方式中,睡眠状态函数的调整制作如在后面的实施方式一栏中更详细地说明的那样,可以按照使用了训练数据的最小二乘概率分类器的理论来执行。在最小二乘概率分类器中,直截了当来说,设定如下形式的分布函数:在由变量拉伸的空间内,在训练数据的各点的周围,任意的点到训练数据的各点为止的距离越近,值越大。所述分布函数相当于表示与训练数据的各点所表示的状态相类似的程度的函数,在学习处理中,设定分布函数的系数参数。关于睡眠状态函数的学习处理预先在本发明的装置实际进行被检者的睡眠状态的推定之前(例如装置的发货前等)执行,睡眠状态函数中使用的系数参数预先存储于装置的存储器等中。

[0014] 在上述方式中,如已述的那样,典型的是,由呼吸运动特征量和体动特征量得到的睡眠阶段的判定结果可以按每个时段输出。然而,所述每个时段由本发明的装置输出的睡眠阶段的判定结果中的睡眠状态的转变常常会与实际的被检者的睡眠状态的转变相比稍激烈或不自然地出现。因此,睡眠阶段判定单元可以构成为将对按照每个时段判定出的时间序列的睡眠阶段进行中值滤波处理而得到的睡眠阶段决定为最终的各时段的睡眠阶段。

[0015] 而且,在上述方式中,由压力传感器计测出的时间序列的压力值数据中包含由除与伴随于被检者的呼吸运动的身体表面的位移相伴的压力变化以外的因素产生的噪声成分,若使用从包含这些噪声成分的压力值数据中提取的呼吸运动特征量,则睡眠阶段的判定精度可能下降。因此,在上述方式中,设置有从由压力传感器计测出的时间序列的压力值数据中提取与伴随于被检者的呼吸运动的身体表面的位移相伴的压力变化的成分的时间序列的数据的单元(滤波器单元),呼吸运动特征量提取单元可以构成为从提取的压力变化的成分的时间序列的数据中提取呼吸运动特征量。滤波器单元在实施方式中可以适用将0.1Hz~0.5Hz的频带的成分提取的带通滤波器、移动平均滤波器、低通滤波器,还可以为运算波形的差分的运算滤波器。

[0016] 另外,已知通常在睡眠状态中各睡眠阶段出现的可能性根据睡眠状态的经过时间和被检者的年龄而变化。例如,已知较深的睡眠的阶段在睡眠的初期容易出现,随着时间的经过而出现频率会下降等。并且,还已知较深的睡眠的阶段随着年龄变高而出现频率会下降等。因此,在上述方式中,为了尽量得到正确的推定结果,睡眠阶段判定单元可以构成为容易输出被检者的睡眠状态属于多个睡眠阶段中的与睡眠经过时间的长度对应地及/或与被检者的年龄对应地容易出现的睡眠阶段的判定。尤其在睡眠阶段判定单元构成为将多个睡眠阶段中的根据呼吸运动特征量和体动特征量决定的睡眠阶段出现概率最高的阶段判定为被检者的睡眠状态的情况下,睡眠阶段判定单元可以构成为对应于与睡眠经过时间的长度及/或被检者的年龄相应的多个睡眠阶段各自的出现容易度而对多个睡眠阶段各自的睡眠阶段出现概率乘以权重,将乘以权重后的睡眠阶段出现概率最高的阶段判定为被检者的睡眠状态。

[0017] 在上述方式中,典型的是,装置可以构成为能够佩戴于被检者的身体且收纳于能

够携带的壳体的装置。然而,例如,睡眠阶段判定单元也可以由与佩戴于被检者的身体的壳体分开的运算处理装置或计算机构成,到呼吸运动指标值及体动指标值的计测为止或者到呼吸运动特征量及体动特征量的提取为止,在佩戴于被检者的身体的壳体内执行,将这些值向运算处理装置或计算机装置传送并在那执行睡眠阶段判定。

[0018] 如此,根据上述方式,如已经提到的那样,参照以呼吸运动特征量和体动特征量为变量而算出的睡眠状态值来执行睡眠阶段的判定,因此并不仅通过在被检者的呼吸运动状态和体动状态中存在某个有意的变化而确定为某一个睡眠阶段(例如,并不仅通过检测到有意的体动而推定为清醒阶段),而是综合地或一体地评价其他的状态来进行睡眠阶段的判定。因此,与例如以前的那些装置那样单独参照呼吸运动特征量和体动特征量来按顺序判定被检者的睡眠状态属于多个睡眠阶段中的哪个阶段的结构相比,可预期到睡眠阶段的推定结果更准确(误判定减少)。本发明的装置能够由佩戴于被计测者的胸部或腹部的结构实现,因此设备不要求大规模,能够作为家庭用或车内用的装置来利用。

[0019] 本发明的第二方式的睡眠状态推定装置包括:第一传感器,计测呼吸运动指标值,该呼吸运动指标值表示被检者的呼吸运动状态;第二传感器,计测体动指标值,该体动指标值表示所述被检者的体动状态;以及运算部,构成为从所述呼吸运动指标值中提取呼吸运动特征量,从所述体动指标值中提取体动特征量,基于所述呼吸运动特征量和所述体动特征量和睡眠状态函数来算出睡眠状态值,基于所述睡眠状态值来判定所述被检者的睡眠状态属于包括清醒阶段在内的睡眠状态下的多个睡眠阶段中的哪个睡眠阶段,输出判定出的所述被实验者的睡眠阶段,其中,所述睡眠状态函数通过将数据组用作训练数据的学习处理来调整制作,所述数据组由基于校正用的睡眠状态的计测而得到的睡眠阶段的判定结果和从与校正用的睡眠状态的计测一起计测出的呼吸运动指标值及体动指标值中分别提取的呼吸运动特征量及体动特征量构成。

[0020] 根据上述方式,能够更高精度地判定睡眠阶段。

附图说明

[0021] 本发明的实施方式的特征、优点、技术及工业意义通过参照附图如下来描述,相同的标号表示相同的要素,其中,

[0022] 图1(A)是示意性地表示佩戴于被检者的胸部或腹部的本发明的睡眠状态推定装置的实施方式的图,图1(A)的右图是以框图的形式表示睡眠状态推定装置的内部的结构图。

[0023] 图1(B)是示意性地表示本发明的睡眠状态推定装置的其他实施方式的图,示出了为了睡眠状态的判定而由外部的计算机装置执行运算处理的一部分的情况。

[0024] 图2(A)是说明本发明的睡眠状态推定装置的实施方式中的信号处理的定时的图。

[0025] 图2(B)是在本发明的睡眠状态推定装置的实施方式中得到的呼吸波形数据(呼吸运动指标值的时间序列数据),是说明在睡眠状态的判定中使用的呼吸运动特征量的定义的图。

[0026] 图2(C)是根据在本发明的睡眠状态推定装置的实施方式中得到的加速度值(体动指标值)而算出的加速度差分范数的时间序列数据。

[0027] 图3(A)是说明本发明的睡眠状态推定装置的实施方式中的睡眠状态的判定所使

用的睡眠状态函数的原理的示意图,描绘了针对训练数据的数据点(训练数据点 x_{ti})设定的分布函数(表示任意的点(特征量 x_{ai})状态与训练数据点的状态的近似的程度的函数)。

[0028] 图3(B)示出了在给予了某个特征量矢量(呼吸运动特征量与体动特征量的组)的情况下算出的睡眠状态下的多个睡眠阶段各自的出现概率,示出了最高的概率超过规定的阈值的状态。

[0029] 图3(C)是与图3(B)同样的图,示出了最高的概率的值也未超过规定的阈值而判定为睡眠阶段不明的情况。

[0030] 图4(A)是以流程图的形式表示本发明的睡眠状态推定装置的实施方式中的从计测到睡眠状态的判定为止的处理过程的图。

[0031] 图4(B)是以流程图的形式表示图4(A)的步骤22的睡眠阶段的判定的处理过程的图。

[0032] 图5(A)~(C)是表示对某个被检者进行的睡眠状态的判定的结果的例子的图。

[0033] 图5(A)是使用了PSG的睡眠状态的判定结果。

[0034] 图5(B)是基于本发明的睡眠状态推定装置的实施方式的睡眠状态的判定结果。

[0035] 图5(C)是比较例,是在睡眠状态的判定中未使用体动特征量而仅使用呼吸特征量来进行睡眠状态的判定的结果。

具体实施方式

[0036] 装置的结构

[0037] 参照图1(A),本发明的实施方式的睡眠状态推定装置1如图示那样具有能够佩戴(可穿戴)于被检者P的胸部或腹部的壳体,可以成为睡眠状态的推定所需要的各部收容于所述壳体内的方式。在装置1的壳体内,可以如图1(A)右图中以框图的形式描绘的那样设置有:压力传感器11,计测根据与被检者的呼吸运动相伴的身体表面的位移而变化的压力;加速度传感器12,计测伴随于被检者的体动而变化的加速度值;运算部13,接受这些传感器(压力传感器11、加速度传感器12)的输出并以后述的方式进行被检者的睡眠状态的判定;显示器14,显示运算部13的输出值及/或装置的工作状况;通信部15,将运算部13的输出值向外部的装置或设备发送;以及操作面板16,接受被检者或使用者对装置的指示/操作。

[0038] 压力传感器11可以为在该领域中为了计测呼吸波形数据而使用的任意的例如使用了压电元件的传感器,将由与被检者的呼吸运动相伴的胸部或腹部的收缩/膨胀引起的身体表面的位移计测为压力值。关于这点,需要将呼吸运动相伴的身体表面的位移计测为压力值的变化,因此通过腰带(band)或皮带(belt)等将压力传感器11以不会成为呼吸运动的阻碍的程度按压于被检者的身体表面。加速度传感器12是如上述那样计测根据被检者的体动而变化的加速度值的传感器,但是由于体动的朝向为任意的方向,所以可以使用三轴加速度传感器12。

[0039] 在睡眠状态的计测中,由压力传感器11计测出的压力值和由加速度传感器12计测出的加速度值分别逐次向运算部13给予,在此,基于压力值及加速度值,经过后述的方式的一系列的运算处理,执行睡眠阶段的判定。运算部13可以是包括微型计算机、存储器或闪存等的通常的小型的计算装置。尤其在本实施方式的睡眠状态推定装置的情况下,在运算部13中构成有:滤波器部131,用于从来自压力传感器11的时间序列的压力值的数据中提取

与伴随于被检者的呼吸运动的身体表面的位移相伴的压力变化的频带的成分;特征量算出部132,以后面详细说明的方式从压力值及加速度值的时间序列数据即呼吸运动指标值及体动指标值的时间序列数据中提取呼吸状态特征量及体动特征量;睡眠阶段判定部134,使用呼吸状态特征量和体动特征量来算出睡眠状态值,进而基于睡眠状态值来进行睡眠阶段的推定;以及存储器部133,存储呼吸状态特征量、体动特征量、睡眠阶段的推定结果等。并且,可以向运算部13给予来自操作面板16的输入,被检者或使用者对睡眠状态的计测的开始・结束的指示或其他任意的指示通过操作面板16中的操作而向运算部13输入。然后,由运算部13给予的睡眠阶段的判定结果、各传感器的输出值、一系列的运算处理中得到的中间值及其他信息可以显示于与运算部13连接的显示器14,或者可以通过通信部15向外部的计算机装置或设备发送。需要说明的是,呼吸状态特征量、体动特征量、睡眠阶段的推定结果等也是时间序列的数据,因此若欲在比较小型的壳体1上表示,则有时使用者或被检者视觉确认数据是麻烦的。因此,呼吸状态特征量、体动特征量、睡眠阶段的推定结果等可以不在壳体1中显示,而在外部的计算机装置或设备中显示或印刷。在该情况下,也可以不设置用于呼吸状态特征量、体动特征量、睡眠阶段的推定结果等的显示的显示器14。装置内的运算部13及其他的各部的工作应理解为通过按照存储于存储器的程序的工作来实现。

[0040] 而且,作为本发明的睡眠状态推定装置的其他方式,可以如图1(B)中示意性地描绘的那样,仅上述的装置中的各传感器、从各传感器到滤波器部131为止或者从各传感器到特征量算出部132为止收容于可穿戴的壳体1'内,其他的运算处理通过与壳体1'分开的计算机装置2来执行。计算机装置2可以为以通常的方式设有监视器3、键盘及鼠标这样的输入装置4、以及接受从壳体1'发送的信号的通信器5。在该情况下,在被检者中得到的表示压力值(或者滤波器处理后的压力值)及加速度值、或者呼吸状态特征量及体动特征量的信号可以从壳体1'内的通信部15通过通信器5向计算机装置2内导入,执行用于睡眠阶段的判定的一系列的运算处理。

[0041] 装置的工作

[0042] (i) 工作的概要

[0043] 在本发明的实施方式的睡眠状态推定装置1中,如“发明内容”一栏中记述的那样,直截了当来说,以规定的时间间隔从通过被检者的身体上的计测而得到的呼吸运动指标值和体动指标值的各自的时间序列数据中提取与睡眠状态具有关联的呼吸运动特征量和体动特征量,将提取的呼吸运动特征量和体动特征量作为变量并使用睡眠状态函数来算出睡眠状态值,基于所述睡眠状态值来进行每个所述规定的时间间隔的被检者的睡眠阶段的判定。在所述结构中,尤其在本实施方式中,作为使用睡眠状态函数算出的睡眠状态值,相对于某个呼吸运动特征量与体动特征量的组,首先,在给予了所述的特征量的组的情况下算出睡眠状态下的多个睡眠阶段的各个阶段出现的概率(出现概率),原则上将具有这些出现概率中最高的值的睡眠阶段判定为得到该呼吸运动特征量与体动特征量的组时的被检者的睡眠阶段。并且,上述的给予睡眠状态值的睡眠状态函数是如已述的那样通过学习处理以能够尽量高精度地判定被检者的睡眠阶段的方式预先调整制作的函数,所述学习处理将数据组作为训练数据使用,所述数据组由基于PSG的计测等更准确地判定睡眠阶段的计测产生的睡眠阶段的判定结果和从与此同时计测出的压力值(呼吸运动指标值)及加速度值(体动指标值)中分别提取的呼吸运动特征量及体动特征量构成,尤其在本实施方式中,按

照最小二乘概率分类器的理论(用于语言处理的统计机器学习的国际研讨会论文集2012年1-10页(Sugiyama et al., "LEAST-SQUARES PROBABILISTIC CLASSIFIER: A COMPUTATIONALLY EFFICIENT ALTERNATIVE TO KERNEL LOGISTIC REGRESSION" Proceedings of International Workshop on Statistical Machine Learning for Speech Processing (IWSML2012), pp.1-10, Kyoto, Japan, March 31, 2012.))来执行学习处理。

[0044] 根据所述本发明的装置的工作,首先,基于通过以呼吸运动特征量和体动特征量为变量的睡眠状态函数算出的睡眠状态值来进行睡眠阶段的判定,因此并不是通过参照一个特征量的大小或增减来进行睡眠阶段的判定,而是通过综合地参照呼吸运动特征量和体动特征量,在特征量与睡眠阶段的对应关系复杂的状况下,可预期到更准确地进行睡眠阶段的判定。并且,在上述的结构的情况下,在给予了某个呼吸运动特征量和体动特征量的情况下,并不是直接确定为一个睡眠阶段,而是首先算出多个睡眠阶段的各自的出现概率,能够评价这些出现概率即各个阶段的出现的容易度,换言之,能够评价判定为某个睡眠阶段出现的情况下的该判定的可靠性,在这点上是有用的。以下,说明从呼吸运动指标值和体动指标值的计测到睡眠阶段的判定为止的各处理、以及其中使用的睡眠状态函数的学习处理。

[0045] (1)睡眠阶段的判定的处理的定时

[0046] 通常,在睡眠阶段的判定中,逐次得到在被检者中计测的数据,但是作为睡眠阶段的判定所使用的数据内的特征量(与睡眠阶段具有关联的量),采用时间序列的计测值数据中的每个规定时间间隔(时段)的统计量。关于这点,在本实施方式的睡眠阶段的判定中也可以一样。具体而言,例如图2(A)中示意性地描绘的那样,在按照时间序列计测的呼吸运动指标值(压力值)和体动指标值(加速度值)的数据(信号)中,呼吸运动特征量和体动特征量按照每个时段算出。需要说明的是,一个时段可以如图示的那样沿着时间轴与前后的时段重复(也可以不重复)。在图2A的例子(的情况下),一个时段为60秒,但是与前后的时段分别各重复30秒,因此呼吸运动特征量和体动特征量在30秒间隔的时刻($Ct1$ 、 $Ct2$ 、...)算出。在本实施方式的情况下,睡眠阶段的判定也可以在呼吸运动特征量和体动特征量的算出的每个时刻进行(需要说明的是,应理解为可以是不同的定时。),因此每个时段的判定结果在每个时段的结束时刻输出。

[0047] (2)呼吸运动特征量和体动特征量的算出

[0048] 根据本发明的发明者等的实验和研究,发现作为与睡眠阶段具有关联的特征量,有利地使用下述的每个时段算出的呼吸运动特征量和体动特征量。

[0049] (i)作为呼吸运动特征量,有利地使用从时间序列的压力数据中的呼吸波形中提取的四个特征量“平均呼吸数”、“呼吸变动系数”、“振幅振动系数”及“自相关峰值比”。需要说明的是,如已经提到的那样,在来自压力传感器11的输出中,包含除由与呼吸运动相伴的身体表面的位移引起的压力变化以外的变动成分,因此在呼吸运动特征量的提取之前,首先通过滤波器部131进行由与呼吸运动相伴的身体表面的位移引起的压力变化的频带的成分的提取(滤波器处理),以下的呼吸运动特征量在滤波器处理后的压力数据(呼吸波形数据)中提取。各特征量的定义如下述一样(参照图2(B))。需要说明的是,平均值、标准偏差为时段内的值的平均值、标准偏差。

[0050] (a) 平均呼吸数=60[秒]/呼吸波形峰值间隔的平均值[秒]:在呼吸波形数据中,峰值间隔 R_w [秒]为一次呼吸所需要的时间,因此峰值间隔 R_w 时的每一分钟的呼吸数为60/ R_w (以下简称为“呼吸数”)。因此,在此,通过60/(一次呼吸所需要的时间的平均值)来算出时段内的呼吸数的平均值。(b) 呼吸变动系数=呼吸数的标准偏差/平均呼吸数:呼吸数的标准偏差是呼吸数60/ R_w 的时段内的标准偏差。(c) 振幅振动系数=振幅的标准偏差/平均振幅:振幅是如图示那样上侧的峰值与下侧的峰值的差分 R_a ,平均振幅是时段内的 R_a 的平均值,振幅的标准偏差是时段内的 R_a 的标准偏差。(d) 自相关峰值比:在从一个时段的压力数据中减去一个时段的压力数据的平均而得到的值的自相关函数值(τ)中(τ 为相关时间),将从 $\tau=0$ 开始观察最初出现峰值时(设为 $\tau=\tau_p$ 时)的峰值除以自相关函数 $G(0)$ 而标准化的值。

[0051] (ii) 作为体动特征量,有利地采用由下述的式子算出的加速度差分范数的时段内的最大值。加速度差分范数= $\{(a_{x_t}-a_{x_{t-1}})^2+(a_{y_t}-a_{y_{t-1}})^2+(a_{z_t}-a_{z_{t-1}})^2\}^{1/2}$,在此, a_{x_t} 、 a_{y_t} 、 a_{z_t} 分别是x轴、y轴、z轴方向的时刻 t 的加速度值。关于加速度差分范数的最大值,如图2(C)中例示的那样,按照每个时段算出加速度差分范数之后,选择其最大值。

[0052] (iii) 呼吸运动特征量和体动特征量的标准化

[0053] 上述的四个呼吸运动特征量和体动特征量在一次睡眠状态的计测(原则上,从给予计测开始指示开始到给予计测结束指示为止(参照后述的计测的流程一栏))中得到的数据中按照每个时段算出。在此,关于利用上述的式子分别算出的呼吸运动特征量和体动特征量,根据本发明的发明者等的实验和研究,发现了呼吸运动特征量和体动特征量的值中的个人差、个人内差影响后述的睡眠阶段的判定。因此,为了尽量排除所述影响,作为睡眠阶段的判定中使用的特征量,使用使上述的呼吸运动特征量和体动特征量标准化后的值。所述标准化具体而言例如可以通过从各时段的呼吸运动特征量和体动特征量中分别减去全部时段的对应的特征量的中值来进行。发现若使用执行了所述标准化处理后的特征量,则能够良好地实现睡眠阶段的判定。

[0054] 需要说明的是,如上述那样,在本实施方式中,也可以采用与上述列举的特征量不同的特征量,应理解为那样的情况也属于本发明的范围。在本实施方式中,作为睡眠阶段的判定中参照的特征量,与以前的同样的装置的情况相比,使用了比较多的至少五个量,因此可预期到难以受到计测数据中的噪声的影响,判定结果稳定。并且,尤其体动特征量根据加速度值算出,不仅仅表示体动的有无,还是具有连续的大小的值,因此可预期到在判定被检者的睡眠状态属于多个睡眠阶段中的哪个阶段时,还参照体动的大小,能够进行更准确的睡眠阶段的判定。

[0055] (4) 睡眠状态函数和各睡眠阶段的出现概率的算出

[0056] 如已经提到的那样,在本实施方式中,给予呼吸运动特征量和体动特征量(标准化后-以下,除非另有规定,否则特征量全部为标准化后的值。)后,将呼吸运动特征量和体动特征量作为变量并使用睡眠状态函数来算出得到该呼吸运动特征量和体动特征量的状态下的各睡眠阶段的出现概率。所述睡眠状态函数在本实施方式中,如已经提到的那样,可以通过按照最小二乘概率分类器的理论的学习处理来调整制作。具体而言,睡眠状态函数可以如以下那样定义。

[0057] 首先,定义呼吸运动特征量和体动特征量的值构成的特征量矢量 $X=(x_1, x_2, x_3,$

$x_4, x_5) \cdots (1a)$ 。在此, x_i ($i=1-5$) 为呼吸运动特征量和体动特征量。在本实施方式的情况下, x_1 =平均呼吸数, x_2 =呼吸变动系数, x_3 =振幅振动系数, x_4 =自相关峰值比, x_5 =加速度差分范数的最大值。并且, 应判定的睡眠阶段(等级) 设定为 $y \in \{\text{Wake}, \text{REM}, \text{Light}, \text{Deep}\} \cdots (1b)$, Wake: 清醒阶段, REM: 快速眼动睡眠阶段, Light: 较浅的睡眠-非快速眼动睡眠阶段 I、II, Deep: 较深的睡眠-非快速眼动睡眠阶段 III、IV (也可以更详细或粗略地设定。)

[0058] 在此, 在存在 N 个训练数据组 X_{tn} ($n=1 \cdots N$) 时 (n 为数据点的标号。), 得到特征量矢量 X 时的各睡眠阶段 y 的出现概率 $p(y/X)$ 即睡眠状态函数按照最小二乘概率分类器的理论的话, 如下述那样给予。 $p(y/X) = [\max(0, q(y|X; \theta_y))] / \sum [\max(0, q(y_a|X; \theta_{y_a}))] \cdots (2)$, 在此, y_a 为各睡眠阶段的标号, $\sum$ 是 $y_a = \text{Wake}, \text{REM}, \text{Light}, \text{Deep}$ 的总和。需要说明的是, 出现概率 $p(y/X)$ 相当于作为特征量矢量 X 时的睡眠阶段 y 出现的事后概率。在式 (2) 中, $q(y|X; \theta_y)$ 相当于表示依赖于距离的状态的近似的程度的值的总和, 所述距离为特征量矢量拉伸的空间(特征量空间) 中的作为睡眠阶段 y 的训练数据的各点的位置与特征量矢量 X 的点的位置之间的距离, 具体而言, 如下述那样表示。 $q(y|X; \theta_y) = \sum \theta_{y,n} \cdot \phi_n(X) \cdots (3)$ ($\sum$ 为训练数据的 $n=1 \cdots N$ 的总和), 在此, $\theta_{y,n} \cdot \phi_n(X) \cdots (4)$ 是表示值的函数(分布函数), 所述值为表示特征量矢量 X 的点与训练数据的点 X_{tn} 的近似的程度的分布的值。 $\phi_n(X)$ 是使用特征量空间中的特征量矢量 X 的点与训练数据的点 X_{tn} 之间的距离 $L_n = ||X - X_{tn}||$ 并通过 $\phi_n(X) = \exp(-L_n^2/2\sigma^2) \cdots (5)$ 定义的高斯型的基底函数, $\theta_{y,n}$ 是决定分布函数的高度的系数参数, σ 是决定分布函数的宽度的参数(如后述一样, σ 是超参数之一。)

[0059] 关于根据上述的训练数据的点 X_{tn} 的各自的分布函数 $\theta_{y,n} \cdot \phi_n(X)$ 来决定出现概率 $p(y/X)$ 的理由, 直截了当地说明的话如下一样。参照图 3 (A), 例如, 作为训练数据的点 X_{tn} , 在如图示那样给予作为睡眠阶段 y_R 的特征量矢量 x_{t1}, x_{t3}, x_{t4} 和作为睡眠阶段 y_L 的特征量矢量 x_{t2}, x_{t5}, x_{t6} 的情况下(需要说明的是, 为了说明的目的, 以一维的方式描绘了特征量矢量, 但实际上是多维的, 本实施方式的情况为五维。), 在训练数据的各点的周围分布与各点状态近似的区域, 该分布的外形可假定为距离越近而越高。该各个训练数据的点的分布函数(在由特征量和状态的近似的程度拉伸的空间中,) 如图 3 (A) 中的实线或单点划线所描绘的那样具有式 (4) 的形式的轮廓时, 例如通过计测得到的特征量矢量 x_{ai} 的点的状态与训练数据的各点的状态的近似的程度可考虑为特征量矢量 x_{ai} 的位置处的训练数据的各点的分布函数的值。例如, 在特征量矢量 x_{a1} 的情况(图中黑圆点) 下, 由于靠近作为睡眠阶段 y_L 的特征量矢量 x_{t2}, x_{t5}, x_{t6} , 所以在各个分布函数中给予有意义的值, 由于远离作为睡眠阶段 y_R 的特征量矢量 x_{t1}, x_{t3}, x_{t4} , 所以各个分布函数中的值实质上为 0。因此, 特征量矢量 x_{a1} 可认为与睡眠阶段 y_L 的状态的近似的程度较高。与此相同的是, 在特征量矢量 x_{a2} 的情况(图中白圈) 下, 在作为睡眠阶段 y_R 的特征量矢量 x_{t1}, x_{t3} 的分布函数中为有意义的值, 在除此以外的分布函数中实质上为 0, 因此特征量矢量 x_{a2} 可认为与睡眠阶段 y_R 的状态的近似的程度较高。而且, 在特征量矢量 x_{a3} 的情况下, 作为睡眠阶段 y_L 的特征量矢量 x_{t2} 和作为睡眠阶段 y_R 的特征量矢量 x_{t4} 的分布函数中的值是大致一致的值, 但是作为睡眠阶段 y_L 的特征量矢量 x_{t2} 的分布函数的值大于作为睡眠阶段 y_R 的特征量矢量 x_{t3} 的分布函数的值, 因此可认为与睡眠阶段 y_L 的状态的近似的程度相对较高。

[0060] 如此,在得到某个特征量矢量 x 时,将表示与训练数据的点 X_{tn} 的各点相对的状态的近似的程度的值即分布函数 $\theta y, n \cdot \varphi n(X)$ 如式(3)所示的那样按照每个睡眠阶段进行合计来算出每个睡眠阶段的近似的程度的总和 $q(y|X:\theta_y)$,而且将该值除以全部睡眠阶段近似的程度的总和,由此能够算出某个特征量矢量 x 的状态为各睡眠阶段的状态的概率即得到该特征量矢量 x 时的每个睡眠阶段的出现概率 $p(y/X)$ 。需要说明的是,在式(2)中,执行选择0值和 $q(y|X:\theta_y)$ 中的最大值的运算是因为在 $q(y|X:\theta_y)$ 为负值的情况下将值设为0。后述关于睡眠状态函数的学习处理的具体例。

[0061] (5)睡眠阶段的判定

[0062] 根据上述的式(2),算出得到某个特征量矢量时的多个睡眠阶段的各个睡眠阶段的出现概率。因此,能够将其中概率最高的睡眠阶段判定为被检者的睡眠阶段。关于这点,在例如图3(B)那样特定的睡眠阶段的出现概率突出的情况下,能够以充分的可靠性将该睡眠阶段判定为被检者的睡眠阶段。然而,在图3(C)那样概率最高的睡眠阶段的出现概率与其他的睡眠阶段的出现概率相比并不那么大的情况下,该睡眠阶段为被检者的睡眠阶段的可靠性较低。在这样的情况下,若将特定的睡眠阶段设为判定结果,则可能发生判定精度的下降。实际如已述的那样,人的睡眠状态是连续的,在定义的睡眠阶段的中间或者转变的中途,也可能存在实质上无法清楚地确定睡眠阶段的情况。因此,在本实施方式中,在睡眠阶段的判定中,在概率最高的睡眠阶段的出现概率超过规定的阈值 p_{th} 的情况(图3(B))下,将该睡眠阶段判定为被检者的睡眠阶段,在概率最高的睡眠阶段的出现概率也未超过规定的阈值 p_{th} 的情况下,可以将被检者的睡眠阶段判定为不明,或者也可以判定为概率高的睡眠阶段的两个睡眠阶段中的任一个睡眠阶段。

[0063] 并且,若参照如上述那样算出的睡眠阶段的出现概率,则能够进行入眠时刻的推定。具体而言,上述的睡眠阶段的出现概率中的睡眠阶段Light和Deep的出现概率的合计值表示非快速眼动睡眠的出现概率。因此,在睡眠阶段Light和Deep的出现概率的合计值从计测开始起初次超过规定的阈值时,能够判定为被检者已入眠,由此能够推定被检者实际睡着的推定时刻。在该情况下,在睡眠阶段Light和Deep的出现概率的合计值超过规定的阈值的状态连续多次的情况下(例如连续两个时段时),可以判定为已入眠,可预期到入眠时刻的推定值稳定。

[0064] 而且,本实施方式的睡眠阶段的判定结果是由基于呼吸运动特征量和体动特征量的推定产生的,因此可能发生得到与实际的被检者的睡眠阶段相比更激烈地转变的结果或者得到睡眠阶段不自然地转变的结果的情况。因此,进行一次睡眠状态的计测中的每个时段的睡眠阶段的判定并得到时间序列的睡眠阶段的判定数据之后,还可以对判定数据应用中值滤波处理或其他平滑化处理。由此,可预期到将不自然的或者相比通常更激烈的睡眠阶段的转变从判定结果中除去,得到更与实际的被检者的睡眠阶段的推移接近的结果。需要说明的是,在如上述那样基于睡眠阶段Light和Deep的出现概率的合计值来进行入眠时刻的推定的情况下,可认为入眠时刻以前清醒着,因此可以将从计测开始至判定为入眠的时段之间的全部的时段修改为睡眠阶段Wake,或者可以将从判定为入眠的时段至一定期间(例如30分钟)之间推定出的REM睡眠修改为睡眠阶段Light。通过这样,可预期到能够抑制由传感器的噪声产生的激烈的睡眠阶段的变化影响的效果。

[0065] (6)睡眠阶段的判定的校正

[0066] 如“发明内容”一栏中叙述的那样,已知通常各睡眠阶段的出现频率根据睡眠经过时间和年龄而变化。具体而言,已知睡眠阶段中的表示较深的睡眠(Deep)的非快速眼动睡眠的阶段III、IV在睡眠的初期容易出现,且逐渐变得难以出现。并且,已知非快速眼动睡眠的阶段III、IV在年轻人中比较容易出现,随着年龄变高而变得难以出现。因此,在本实施方式的上述的睡眠阶段的判定中,可以进行将根据睡眠经过时间的长度及/或根据被检者的年龄而容易出现的睡眠阶段容易判定为被检者的睡眠状态的校正处理。

[0067] 具体而言,首先,在与睡眠经过时间的长度对应的睡眠阶段的判定的修改中,可以在式(2)的睡眠状态函数中进行将根据睡眠经过时间的长度而出现频率发生变化的睡眠阶段的 $p(y/X)$ 如下述那样乘以依赖于从入眠起的睡眠经过时间的长度的权重 wty 的校正。 $p(y/X) = wty [\max(0, q(y|X; \theta_y))] / \sum [\max(0, q(y_a|X; \theta_{y_a}))] \cdots (2a)$ 。并且,根据到目前为止的知识,睡眠经过时间越长,较深的睡眠的出现频率越下降,因此较深的睡眠的权重 $w_{t, deep}$ 可以如下述那样设定。在从入眠起的经过时间小于4小时时, $w_{t, deep} = 1.0$, 在从入眠起的经过时间为4小时以上时, $w_{t, deep} = 0.9$, 关于其他的睡眠阶段,应理解为可以根据与经过时间的长度对应的出现频率来设定权重 wty 。需要说明的是,关于 wty ,值可以根据经过时间的长度而连续地变化。在使用权重 wty 的情况下,关于从入眠起的睡眠经过时间,可以参照压力或加速度的时间序列数据中的时间来决定权重 wty 的值。

[0068] 在与被检者的年龄对应的睡眠阶段的判定的修改中,与上述一样,也可以在式(2)的睡眠状态函数中进行将根据被检者的年龄而出现频率发生变化的睡眠阶段的 $p(y/X)$ 如下述那样乘以依赖于被检者的年龄的权重 way 的校正。 $p(y/X) = way [\max(0, q(y|X; \theta_y))] / \sum [\max(0, q(y_a|X; \theta_{y_a}))] \cdots (2b)$ 。并且,根据到目前为止的知识,年龄越高,较深的睡眠的出现频率越下降,因此较深的睡眠的权重 $w_{a, deep}$ 可以如下述那样设定。 $w_{a, deep} = 1.2 \cdots 10$ 多岁, $w_{a, deep} = 1.1 \cdots 20$ 多岁, $w_{a, deep} = 1.0 \cdots 30$ 多岁, $w_{a, deep} = 0.9 \cdots 40$ 多岁, $w_{a, deep} = 0.8 \cdots 50$ 多岁,关于其他的睡眠阶段,应理解为可以根据与年龄对应的出现频率来设定权重 way 。需要说明的是,关于 way ,值可以根据年龄而连续地变化。在使用权重 way 的情况下,在装置中设置用于从操作面板16输入被检者的年龄的结构,在式(2b)的出现概率的运算中,参照输入的年龄并使用与该年龄对应的权重 way 。

[0069] 根据使用了上述的权重 wty 、权重 way 的睡眠状态函数的校正,根据状况而出现频率变高的睡眠阶段变得相对容易判定,因此可预期到睡眠阶段的判定的精度的进一步提高。需要说明的是,也可以同时使用权重 wty 、权重 way 。

[0070] (7) 关于睡眠状态函数的学习处理

[0071] 在上述的睡眠状态函数的学习处理中,具体而言,按照最小二乘概率分类器的理论,使用训练数据,训练数据的各点处的分布函数的系数参数 $\theta_{y,n}$ 全部通过下述的式子来决定(上标 T 表示转置矩阵。) $\Theta_y = (\Psi^T \Psi + \rho I_N)^{-1} \Psi^T \Pi_y \cdots (6)$ 。在此, $\Theta_y = (\theta_{y,1}, \theta_{y,2}, \cdots, \theta_{y,N})^T$, $\Psi = (\Phi(X_{t1}), \cdots, \Phi(X_{tN}))^T$, $\Phi(X) = (\phi_1(X) \cdots \phi_n(X) \cdots \phi_N(X))^T$, $\Pi_y = (\pi_{y,1}, \pi_{y,2}, \cdots, \pi_{y,N})^T$, $\pi_{y,n} = 1$ ($y_n = y$ 时); $\pi_{y,n} = 0$ (非 $y_n = y$ 时)。

[0072] 需要说明的是,式(5)中的 σ 和式(6)中的 ρ 是超参数,通过下述的学习步骤来决定。
(i) 在给予 N 个训练数据组的数据集时,分割成学习用数据集和验证用数据集。例如,将80%的数据集设为学习用,将剩余设为验证用。
(ii) 准备超参数的候补,使用该候补来执行使用了学习用数据集的式(6)的运算,设定睡眠状态函数。
(iii) 向(ii)中得到的睡眠状态函数

输入验证用数据集,评价性能。性能的评价可以任意的方式执行。例如,可以参照将验证用数据集向睡眠状态函数输入的情况下的睡眠阶段的判定结果的正解率(将验证用数据集的判定结果设为正解的情况下)或睡眠阶段的推移是否正常等来任意评价。如此,使用了一组超参数的候补的情况下的睡眠阶段的判定结果产生后,使用另一组超参数的候补来重复执行上述的(i)~(iii)。并且,所述操作可以执行至探索到适当的超参数的组为止。在适当的超参数的组的探索中,例如,预先准备多个超参数的组,可以将准备的超参数的组中性能的评价结果最优的组(例如正解率最高的组)选择作为适当的超参数的组。或者,在一边使超参数的组变化,一边重复上述的步骤而观察到正解率的饱和的情况下或超过了规定的阈值的情况下,可以将该超参数的组选择作为适当的超参数的组。

[0073] 如此,决定了上述的式(6)中使用的超参数的组后,使用该超参数的组并使用N个训练数据组的全部数据集(将学习用数据集与验证用数据集组合),通过式(6)来算出 Θ_y (分布函数的系数参数 $\theta_{y,n}$)。算出的 Θ_y 存储于装置的存储器,在实际的对于被检者的睡眠状态的计测中的上述的式(2)的出现概率的计算中使用。

[0074] (8) 训练数据为不均衡数据的情况下的学习处理的修改

[0075] 已知在上述的学习处理中使用的训练数据中的睡眠阶段的比例不均衡的情况下,推定精度下降。实际上,已知通常在人的睡眠状态中,较浅的睡眠-非快速眼动睡眠阶段I、II的出现频率较高,清醒阶段、较深的睡眠-非快速眼动睡眠阶段III、IV的出现频率较低。因此,在训练数据中的睡眠阶段的比例不均衡的情况下,即在训练数据的数据集为“不均衡数据”的集的情况下,可以对该“不均衡数据”进行校正的方式修改学习处理。

[0076] 进行所述“不均衡数据”的校正的学习处理可以如下述那样执行。(i) 调查训练数据组中的出现数最少的睡眠阶段(等级)的数据数,使其他等级的数据与该数一致。例如,在睡眠阶段Deep的数据数最少而为500个数据的情况下,从其他睡眠阶段的数据中分别随机地提取500个数据。(ii) 除了式(6)的超参数 σ 、 ρ 之外,还将各睡眠阶段的权重 w_y (w_{wake} 、 w_{light} 、 w_{deep} 、 w_{rem})作为超参数,如下述那样导入式(3)。 $q(y|X: \theta_y) = \sum \theta_{y,n} \cdot \phi_n(X) \cdot w_y \cdots (3a)$ 。然后,可以执行与已经说明的超参数 σ 、 ρ 的决定用的学习处理((7)关于睡眠状态函数的学习处理中的(i)~(iii)的反复执行)相同的处理,直至探索到适当的超参数的组为止。

[0077] 装置的处理工作的流程

[0078] 参照图4,上述说明的本发明的本实施方式的装置的一次睡眠状态的计测中的处理工作的流程如下述一样。需要说明的是,在装置的使用之前,在上述的学习处理的要领下预先使用训练数据来算出基于式(2)的睡眠状态函数进行的出现概率 $p(y/X)$ 的计算所需要的系数参数 Θ_y ,将该算出的系数参数 Θ_y 存储于运算部13的存储器。

[0079] 在一次睡眠状态的计测中,具体而言,参照图4(A),首先,通过使用者或被检者的操作面板16的操作而给予本实施方式的装置的睡眠状态的计测开始的指示时,逐次执行压力值(呼吸运动指标值)和加速度值(体动指标值)的计测(步骤10)并将计测出的数据分别向存储器内存储(步骤14),直至给予计测结束的指示为止(步骤20)。需要说明的是,如上述那样,对于压力数据,应用滤波器处理,提取由呼吸运动引起的压力变化的频带的成分(步骤12)。并且,每当一个时段的计测完成时(步骤16),根据该一个时段的时间序列的计测数据来算出呼吸运动特征量和体动特征量,并向存储器内存储(步骤18)。应理解为压力值和

加速度值的计测照样继续执行。并且,呼吸运动特征量和体动特征量的计算也可以在计测结束的指示之后集中执行。

[0080] 而且,在上述的呼吸运动特征量和体动特征量的计算中,可以构成为在压力数据或加速度传感器12值判断为不适合特征量计算的情况下输出错误标志。例如,在某个时段压力数据中的呼吸波形的振幅极小的情况下,呼吸运动特征量的可靠性下降,因此对于该时段标注错误标志,在标注了错误标志的时段中可以不执行睡眠阶段的判定。因此,步骤18中向存储器内存储的数据的形式如下述那样。

[0081] 【表1】

[0082]

时段	平均呼吸数	呼吸变动系数	振幅变动系数	自相关峰值比	加速度差分范数	错误标志
1						
...						
t						
...						
T						

[0083] 如此,给予计测结束的指示后,执行睡眠阶段的判定和存储(步骤22)。参照图4(B),在睡眠阶段的判定中,从存储器中读出呼吸运动特征量和体动特征量之后(步骤30),首先在呼吸运动特征量和体动特征量中分别算出从计测开始至结束为止的中值(步骤32),执行将对应的呼吸运动特征量和体动特征量减去所述中值的标准化运算处理(步骤34)。接着,使用这些标准化后的呼吸运动特征量和体动特征量并使用式(3)或(3a)来算出上述说明的每个睡眠阶段的 $q(y|X;\theta_y)$ 值(步骤36),进而使用式(2)来算出每个睡眠阶段的出现概率 $p(y/X)$ (步骤38)。然后,将算出的出现概率 $p(y/X)$ 最高的睡眠阶段推定为每个时段的被检者的睡眠阶段(步骤46)。需要说明的是,在进行与睡眠经过时间的长度及/或被检者的年龄对应的睡眠阶段的判定的修改的情况下,将步骤38中算出的每个睡眠阶段的出现概率 $p(y/X)$ 如已说明的那样进一步乘以与睡眠经过时间的长度及/或被检者的年龄对应的权重 w_{ty} 、 w_{ay} 而得到的值(参照式(2a)、(2b))作为每个睡眠阶段的出现概率 $p(y/X)$ 使用(步骤40、42)。需要说明的是,应理解为与睡眠经过时间的长度及/或被检者的年龄对应的睡眠阶段的判定的修改可以执行两者或仅任一方,并且也可以不执行。并且,优选的是,对上述的每个时段的被检者的睡眠阶段的判定结果进一步应用中值滤波,得到最终的时间序列的睡眠阶段的判定结果(步骤48)。

[0084] 在图5中,示出了通过本实施方式的上述的一系列的处理而得到的睡眠阶段的判定结果的例子(中段-图5(B))、与该计测同时执行的PSG的判定结果(上段-图5(A))、在相同的计测数据中仅利用呼吸运动特征量来进行睡眠阶段的判定的比较例(下段-图5(C))。将这些结果进行比较的话,本实施方式的判定结果与作为基准的PSG的判定结果以良好的程度一致,并且与不考虑体动而仅利用呼吸运动特征量进行判定的比较例相比时,观察到能

更准确地进行Wake和Deep的判定。这启示了通过将呼吸运动特征量和体动特征量综合地利用于睡眠阶段的判定,能够得到更高精度的判定结果。

[0085] 以上的说明与本发明的实施方式相关联,但对于本领域技术人员而言能够容易进行很多修改及变更,本发明并不仅限于上述例示的实施方式,可明确的是能够不从本发明的概念脱离而应用于各种装置。

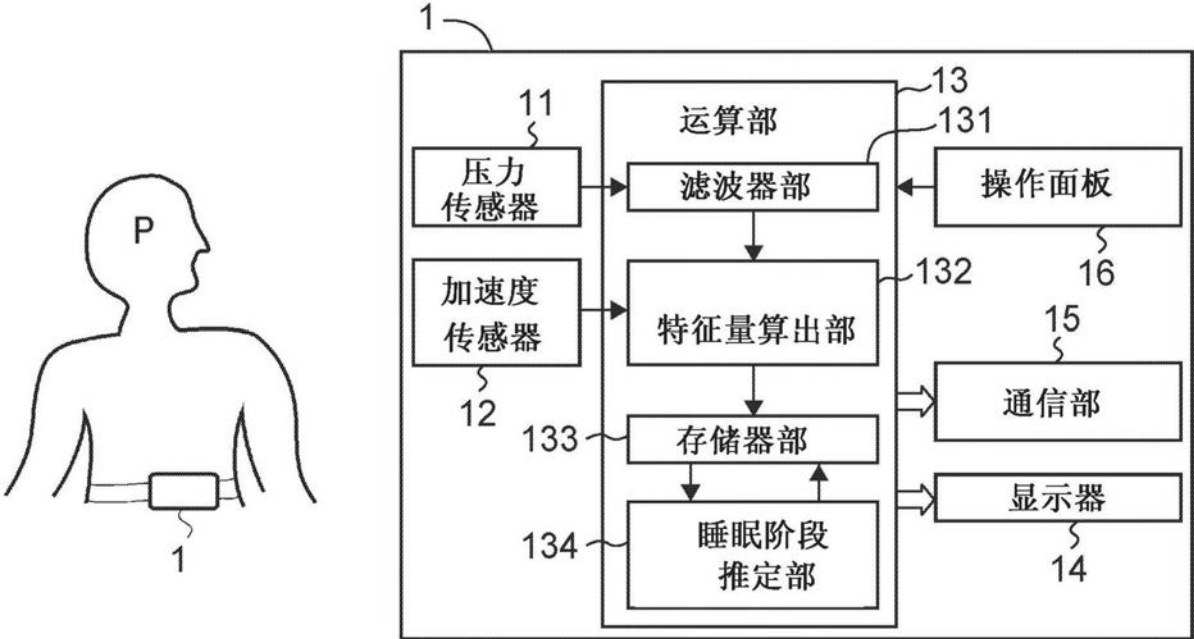


图1A

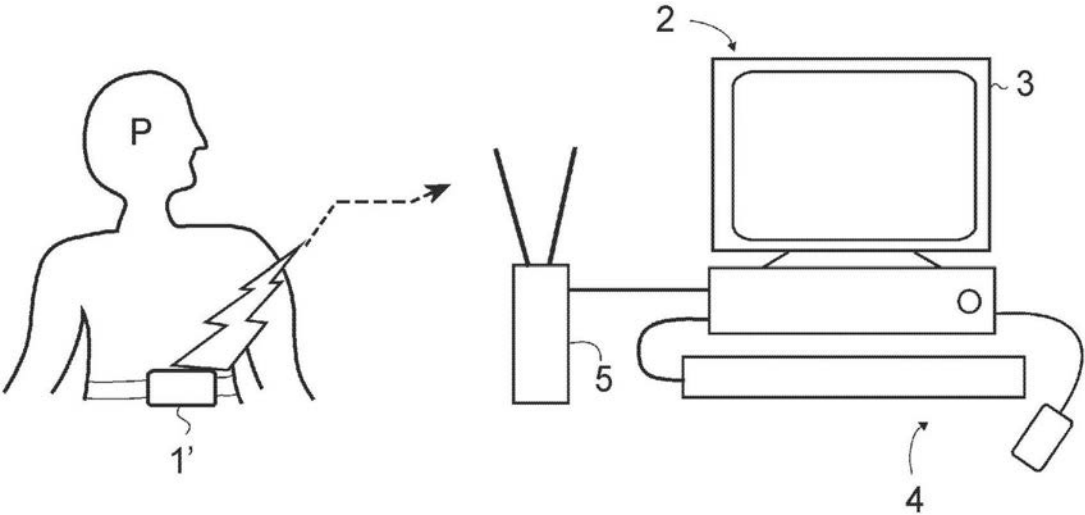


图1B

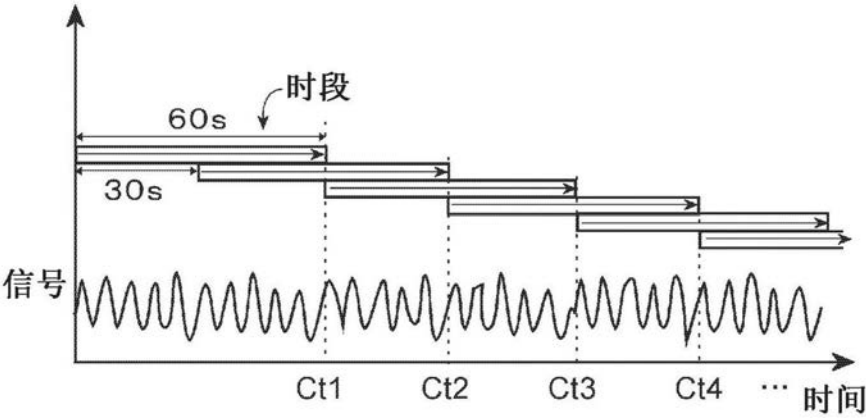


图2A

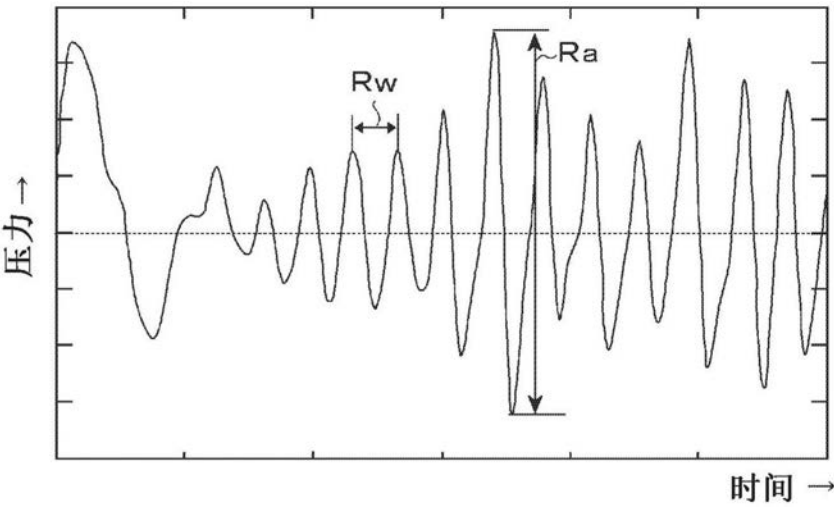


图2B

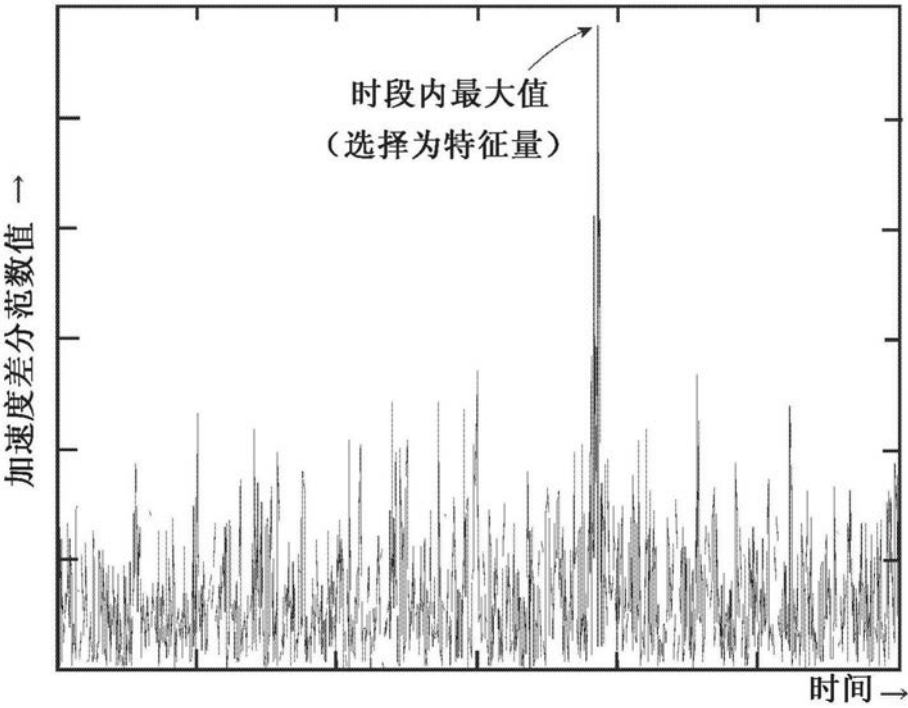


图2C

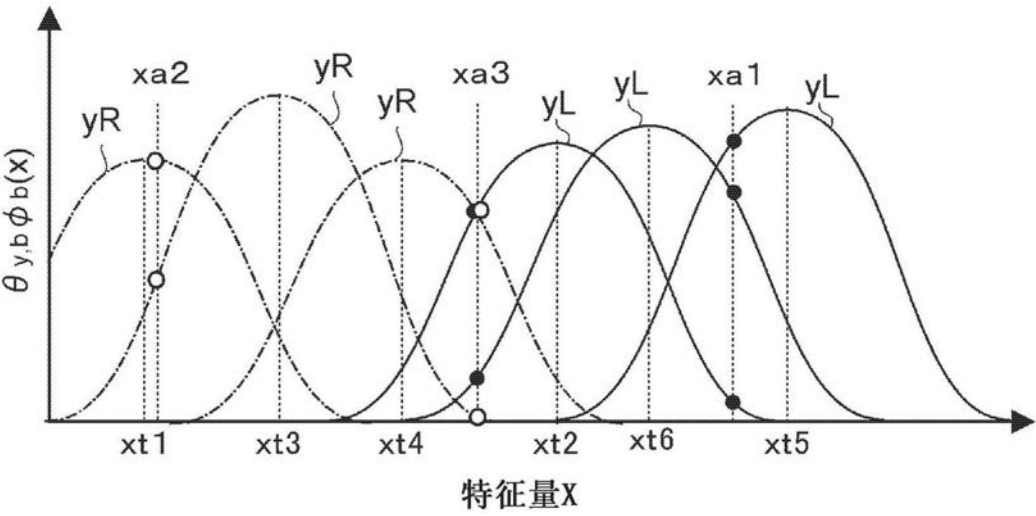


图3A

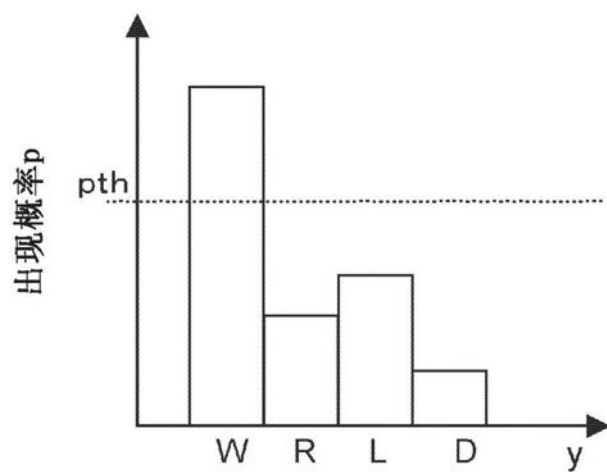


图3B

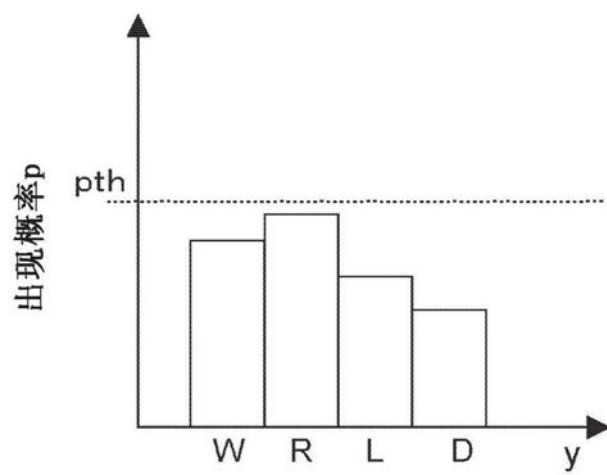


图3C

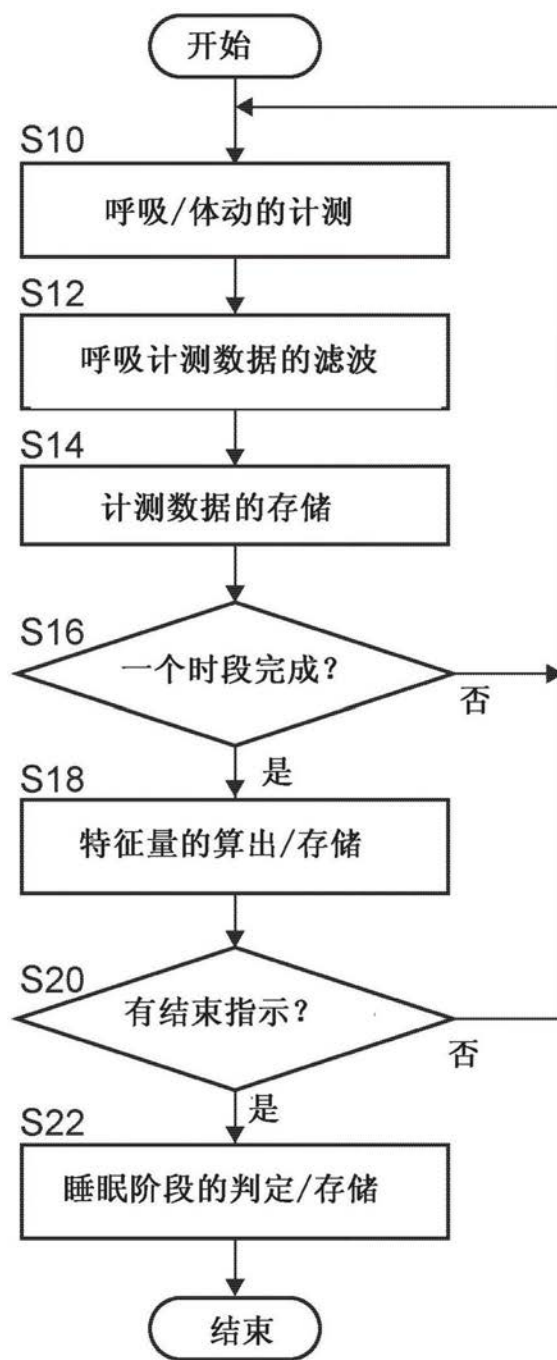


图4A

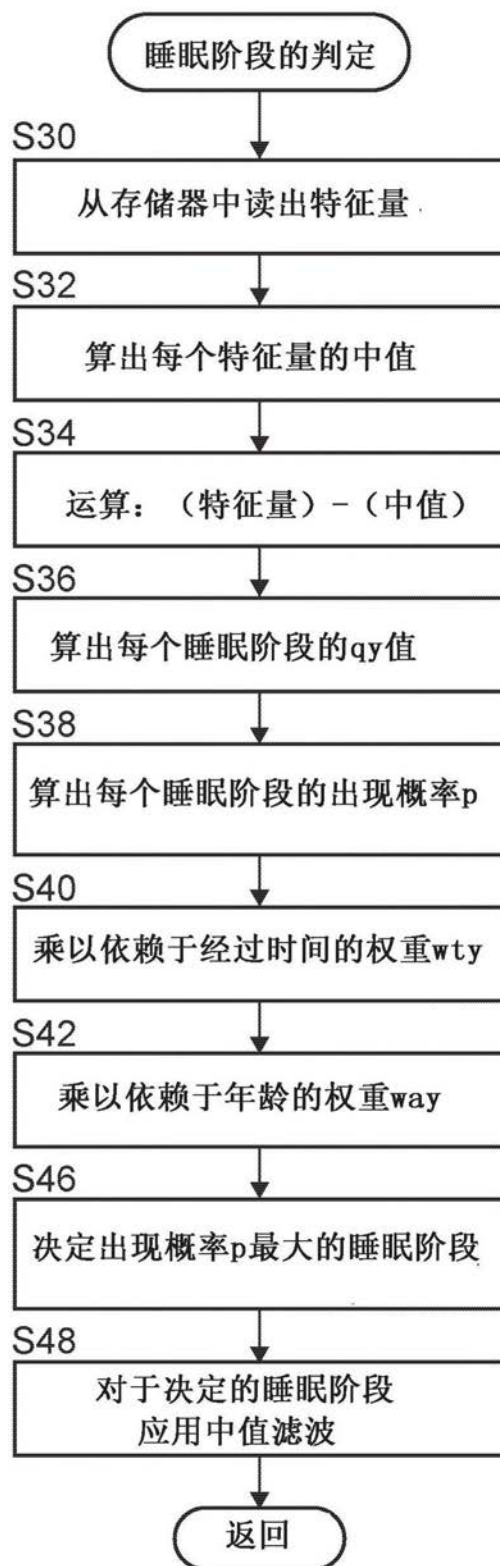


图4B

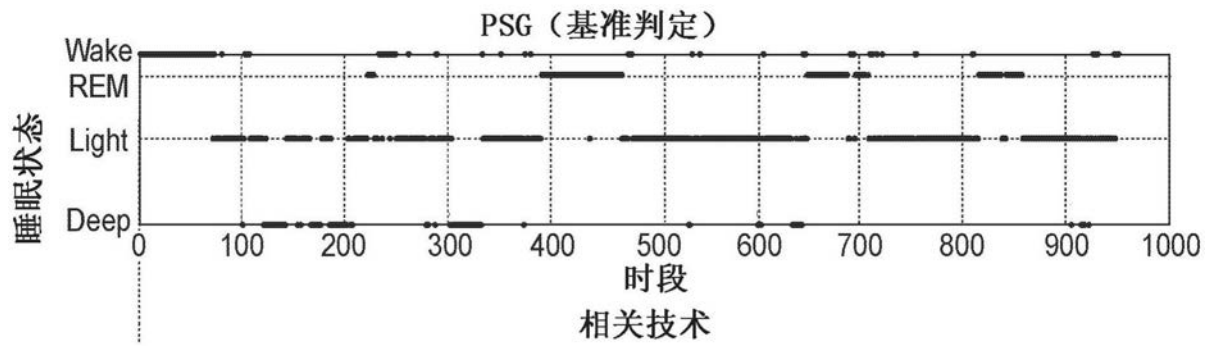


图5A

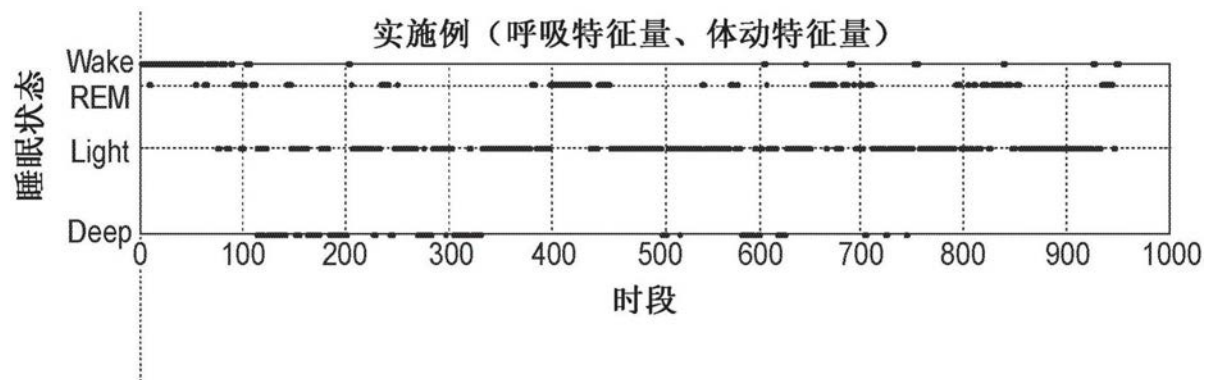


图5B

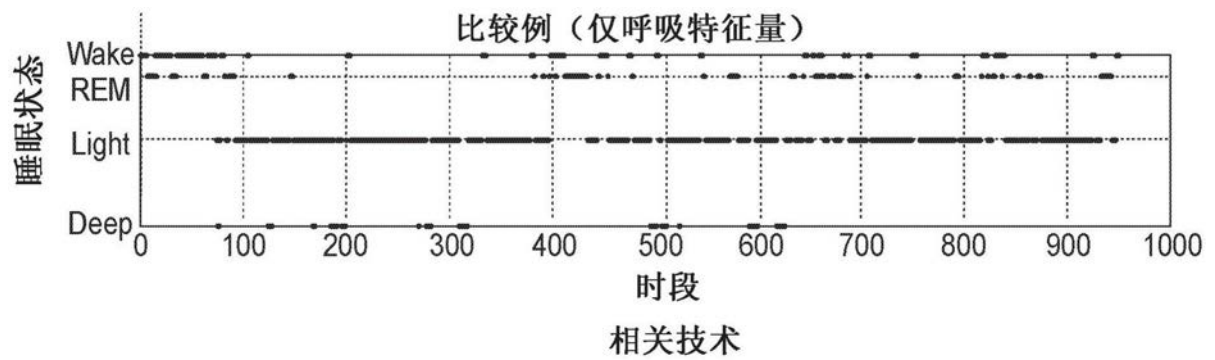


图5C

专利名称(译)	睡眠状态推定装置		
公开(公告)号	CN107440680A	公开(公告)日	2017-12-08
申请号	CN201710176863.8	申请日	2017-03-23
[标]申请(专利权)人(译)	丰田自动车株式会社		
申请(专利权)人(译)	丰田自动车株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	丰田自动车株式会社		
[标]发明人	梶洋隆		
发明人	梶洋隆		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/113 A61B5/4812 A61B5/6802 A61B5/0205 A61B5/1135 A61B5/4809 A61B5/6823 A61B5/6892 A61B5/7207 A61B5/725 A61B5/7267 A61B2560/0223 A61B2562/0219 A61B2562/0247 G16H50/70 A61B5/11		
优先权	2016059972 2016-03-24 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及睡眠状态推定装置。本发明的装置基于睡眠状态函数来判定被检者的睡眠状态属于包括清醒阶段在内的睡眠状态下的多个睡眠阶段中的哪个阶段，所述睡眠状态函数以从被检者的按照时间序列计测出的呼吸运动指标值及体动指标值中分别提取的呼吸运动特征量和体动特征量为变量来算出。睡眠状态函数是包括系数参数的函数，所述系数参数基于学习用数据来设定，所述学习用数据由基于校正用的睡眠状态的计测产生的睡眠阶段的判定结果和基于与此同时进行的计测产生的呼吸运动特征量及体动特征量构成。

