

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 5/16 (2006.01)  
A61B 5/00 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510082530.6

[43] 公开日 2006年1月11日

[11] 公开号 CN 1718160A

[22] 申请日 2005.7.7  
 [21] 申请号 200510082530.6  
 [30] 优先权  
     [32] 2004.7.7 [33] JP [31] 2004-201155  
 [71] 申请人 三洋电机株式会社  
     地址 日本国大阪府  
 [72] 发明人 冈田志麻 藤原义久 山本泰司  
           米田文生

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司  
 代理人 李香兰

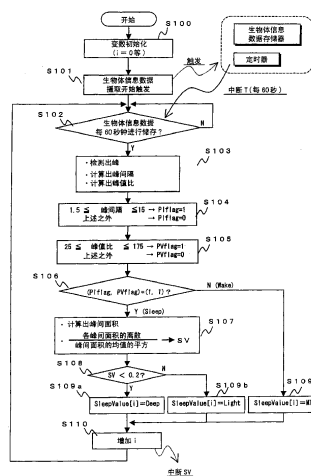
权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 9 页

## [54] 发明名称

睡眠状态推测装置以及程序、产品

## [57] 摘要

本发明的睡眠状态推测装置，从基于人体的呼吸运动的电压波形，计算出正的峰值、相邻的峰间的间隔(时间)。进而求出由电压波形和时间轴围成的峰间的面积，计算出求得的峰间面积的均值和离散值。然后从这些值临时设定针对规定时间的睡眠状态值，进而参考与多个期间相对应的睡眠状态值，推测规定时间的睡眠状态。本发明使用可以在无束缚状态下顺利检测出的信号而同时可以简易且高精度地推测睡眠是深还是浅的所谓睡眠状态的睡眠状态推测装置。



1、一种睡眠状态推测装置，其特征在于，包括：

5 根据来自获取生物信息的传感器的数据计算出与呼吸有关的时间序列方向的波形曲线的波形计算机构、和

根据由该波形计算机构计算出的波形曲线的波形形状推测睡眠状态的睡眠状态推测机构。

2、如权利要求 1 所述的睡眠状态推测装置，其特征在于，所述睡眠状态推测机构包括：

10 计算出与所述波形曲线的波形形状相对应的评价值的评价值计算机构、和

对来自该评价值计算机构的评价值和规定睡眠状态的比较值进行比较的比较机构。

3、如权利要求 2 所述的睡眠状态推测装置，其特征在于，

15 所述评价值计算机构包括对由所述波形曲线和基准轴包围的面积进行计算的面积计算机构。

4、如权利要求 3 所述的睡眠状态推测装置，其特征在于，所述评价值计算机构包括：

20 根据来自所述传感器的数据计算成为所述波形形状的峰的峰时间的峰计算机构、和

计算出在峰时间之间由所述波形曲线和基准轴包围的各峰间面积的峰间面积计算机构。

5、如权利要 4 所述的睡眠状态推测装置，其特征在于，

25 所述评价值计算机构将用该各峰间面积的均值的平方除以所述各峰间面积的离散值的演算结果作为评价值。

6、如权利要求 5 所述的睡眠状态推测装置，其特征在于，

进一步具备获取躯体活动信息的躯体活动信息获取机构，所述睡眠状态推测机构根据来自该躯体活动信息获取机构的躯体活动信息和来自所述比较机构的推测结果设定睡眠状态值。

30 7、如权利要求 6 所述的睡眠状态推测装置，其特征在于，

所述睡眠状态推测机构每隔规定时间设定所述睡眠状态值，根据所设置的多个时间份的睡眠状态值推测在规定时间内睡眠状态。

8、如权利要求7所述的睡眠状态推测装置，其特征在于，

所述睡眠状态推测机构对各期间的睡眠状态值进行加权而推测睡眠  
5 状态。

9、一种对计算机附加睡眠状态推测处理功能的程序、产品，其特征在于，包括：

根据来自获取生物体信息的传感器的数据计算出有关呼吸的时间序列方向的波形曲线的波形计算工序、和

10 根据通过该波形计算工序计算出的波形曲线的波形形状推测睡眠状态的睡眠状态推测工序。

10、如权利要求9所述的程序、产品，其特征在于，所述睡眠状态推测工序包括：

15 计算出与所述波形曲线的波形形状相对应的评价值的评价值计算工序、和

对来自该评价值计算工序的评价值和规定睡眠状态的比较值进行比较的比较工序。

11、如权利要求10所述的程序、产品，其特征在于，

20 所述评价值计算工序包括对由所述波形曲线和基准轴包围的面积进行计算的面积计算工序。

12、如权利要求11所述的程序、产品，其特征在于，所述评价值计算工序包括：

根据来自所述传感器的数据计算成为所述波形形状的峰的峰时间的峰计算工序、和

25 计算出在峰时间之间由所述波形曲线和基准轴包围的各峰间面积的峰间面积计算工序。

13、如权利要求12所述的程序、产品，其特征在于，

所述评价值计算工序将用该各峰间面积的均值的平方除以所述各峰间面积的离散值的演算结果作为评价值。

30 14、如权利要求13所述的程序、产品，其特征在于，

进一步具备获取躯体活动信息的躯体活动信息获取工序，所述睡眠状态推测工序根据来自该躯体活动信息获取工序的躯体活动信息和来自所述比较机构的推测结果设定睡眠状态值。

15、如权利要求 14 所述的程序、产品，其特征在于，

- 5 所述睡眠状态推测工序每隔规定时间设定所述睡眠状态值，根据所设置的多个时间份的睡眠状态值推测在规定时间内睡眠状态。

16、如权利要求 15 所述的程序、产品，其特征在于，

所述睡眠状态推测工序对各期间的睡眠状态值进行加权而推测睡眠状态。

## 睡眠状态推测装置以及程序、产品

### 5 技术领域

本发明涉及根据生物体信息推测睡眠状态的睡眠状态推测装置以及程序、产品。

### 背景技术

10 近年来，在提高健康意识的过程中，在一般的家庭产生通过对每日睡眠的管理而尽力进行健康管理的需要。

人的睡眠状态在整个晚上都是不同的，大致分为快速眼动睡眠和非快速眼动睡眠，在睡眠过程中，非快速眼动睡眠和快速眼动睡眠周期性地出现数次。在睡眠过程中，通常为睡眠状态在非快速眼动睡眠中从浅睡眠向  
15 深睡眠逐渐移行，在持续较深的睡眠状态之后，再次成为较浅的睡眠状态，然后移行至快速眼动睡眠。睡眠状态可以通过睡眠深度进一步进行详细定义。通过国际基准将睡眠深度定义成为快速眼动睡眠、睡眠深度 1、2、3、4、觉醒的状态，睡眠深度 1、2、3、4 相当于非快速眼动睡眠。

一直以来曾对睡眠的状态变化的检测进行各种尝试，例如已知有检测  
20 除脑电波（EEG）、眼球运动（EDG）、颌肌电（EMG）等并根据检测波形判断睡眠深度的睡眠多导记录仪（PSG）法。不过，通过睡眠多导记录仪法，装置的规模较大，只能在医院等具备测量设备的场所使用，不适合于像健康机器那样的日常用途。另外，在睡眠多导记录仪法中，只有有资格的人才能进行判断，不能说只要有装置就可以。

25 因此，希望通过代替睡眠多导记录仪的机构精确检测出睡眠的状态变化。作为不使用睡眠多导记录仪法推测睡眠深度的方法，已知有测量呼吸数、心率、体积，根据测量结果并基于例如神经网络或紊乱（chaos）理论，或者根据实际的测量睡眠数据对该睡眠深度进行推测的方法。这种方法例如在特开平 9—294731 号公报、特开平 2001—61820 号公报以及测量自动  
30 控制学会论文集 Vol138, No.7, 581/589, 2002 中有所记载。

但是，在上述以往技术的睡眠推测中，与实际的睡眠状态变化相一致的概率较低，在判断深的睡眠状态和浅的睡眠状态中，与睡眠多导记录仪相比精度相当差。

另外，为了高精度测量心率，通常使用心电图，但在通过心电图的测量中，存在需要多个电极直接贴附在皮肤上并通过从各电极延伸至测量器的导线来束缚人体的缺点。另外，在通过无束缚传感器的测量中，测量的心率的信号微小，另外受心跳以外的影响而大多含有噪音，所以必须进行信号的放大处理、用于频率分析的FFT或筛选演算处理，存在处理繁琐的问题。

10

## 发明内容

本发明的目的在于，提供一种使用可以在无束缚状态下顺利检测出的信号而同时可以简易且高精度地推测睡眠是深还是浅的所谓睡眠状态的睡眠状态推测装置。

15

本发明的主要特征在于，根据规则的、不规则的且时时刻刻都在变动的的时间序列方向上的呼吸运动波形来推测睡眠状态。呼吸运动波形即使在无束缚状态下也能顺利检出。通过使用这种呼吸运动波形，可以简易且高精度地推测出睡眠状态。

20

本发明的之一是一种睡眠状态推测装置，其特征在于，具有根据来自获取生物信息的传感器的数据计算出与呼吸有关的时间序列方向的波形曲线的波形计算机构、根据由该波形计算机构计算出的波形曲线的波形形状推测睡眠状态的睡眠状态推测机构。

25

根据本发明之一的睡眠状态推测装置，使用有关呼吸的时间序列方向的波形曲线，所以可以在不束缚被检验者的情况下顺利地推算睡眠状态。另外，因为根据该波形的形状推测睡眠状态，所以可以准确睡眠状态，可以高精度地推测睡眠状态。

30

在本发明之一中，睡眠状态推测装置通过比较对应于有关呼吸的时间序列方向的波形曲线的波形形状的评价值、和对睡眠状态进行规定的比较值，来推测睡眠状态。作为平均值，例如使用由波形曲线和基准轴围成的面积。其中，基准轴是指与时间轴平行并赋予一定振幅值的直线。该基准

轴例如是振幅值=0的直线。

由此，当要从对与呼吸有关的时间序列方向的波形进行描述的面积把握波形形状时，可以比较容易地计算出与波形形状相对应的平均值，且可以高精度地把握波形的变化。其结果是可以简易且高精度地推测睡眠状态。

其中，上述的评价值是指用一连串的峰间面积的均值的平方除以这些峰间面积的离散值而得到的数值。其中，峰间面积是指在由波形曲线和基准轴围成的区域当中波形振幅值成为峰值的且由时间上相邻的2个时间划分的部分的面积。

由此，通过使用峰间面积的离散值，可以高精度地推测睡眠状态。各峰间面积的离散值可以相同，例如有时如果体位不同，则睡眠状态也不同。如上所述，通过用受到体位等的很大影响的峰间面积的均值的平方除以峰间面积的离散值，可以抑制这些体位的变化等对评价值造成的影响。

在其他发明中的睡眠状态推测装置中，对评价值和比较值进行比较之外，还加进躯体活动信息，推测睡眠状态。由此，能够更高精度地进行睡眠状态推测。

此外，在其他发明中的睡眠状态推测装置中，每隔规定时间收集睡眠状态值（在此期间的睡眠状态的推测结果），根据所收集的多个期间段的睡眠状态值，推测规定时间的睡眠状态。根据该发明，考虑多个区间的推测结果来推测睡眠状态，所以不容易受到睡眠状态值的突发性紊乱的影响，从而可以实现稳定的睡眠推测。

关于本发明的上述以及其他目的和新的特征，如果对照如下所述的附图并阅读如下所示的实施方式的说明，更能完全明白。

## 附图说明

图1是表示实施方式的睡眠状态推测装置的构成的图。

图2是表示实施方式的呼气带构件。

图3是表示实施方式的呼吸信号波形的一个例子。

图4是表示用于实施方式的睡眠状态推测的处理流程图。

图5是表示用于实施方式的睡眠状态推测的处理流程图。

图 6A 和图 6B 是表示对通过实施方式的睡眠状态推测装置的睡眠状态推测结果和通过睡眠多导记录仪法的睡眠深度的实测数据进行对比的曲线图。

图 7 是表示在使用了片状的静电电容型的无束缚生物体信息传感器的情况下的睡眠状态推测装置的构成。

图 8 是表示在使用了片状的静电电容型的无束缚生物体信息传感器的情况下的睡眠状态推测装置的构成。

图 9 是表示在使用了片状的静电电容型的无束缚生物体信息传感器的情况下抽出的呼吸信号波形的一个例子。

10

### 具体实施方式

下面，参照附图对本发明的实施方式进行说明。

参照图 1，本实施方式的睡眠状态推测装置，是由作为获取生物体信息的传感器之一的呼气带构件 1、包含波形计算机构生物体信息处理部 2、推测睡眠状态的睡眠状态推测部 3 构成，其中，所述的波形计算机构是根据来自传感器的数据计算出作为与呼吸有关的时间序列方向特性的波形曲线。人体躺在褥子 4 上，在人体的上半身上安装呼气带构件 1。

15

如图 2 所示，呼气带构件 1 是与应变仪 (strain gauge) 1a (例如，在伸缩的橡胶管中密封导电液的构件) 接触的有弹性的带构件。当呼气带构件 1 缠在人体的胸部或腹部时，通过人体的呼吸运动，应变仪 1a 伸缩，其电阻发生变化。

20

生物体信息处理部 2 借助电桥电路等将应变仪 1a 的电阻变化转换成电压变化，测量该电压变化作为通过人体的呼吸运动的变化。

图 3 是表示通过生物体信息处理部 2 测量的人体的呼吸运动引起的电压变化。在图 3 中，横坐标是测量时间 (sec)，纵坐标表示电压 (V)。当电压值为正时，进行吸气动作。

25

其中，在图 3 中，可以看到波形在时间轴的 20 秒至 30 秒的区间出现较大的变化，这是因为受到躯体活动的影响。可知躯体活动引起的电压变化相对呼吸动作非常大。来自该躯体活动的信息可以在睡眠状态判断中用于推定是“觉醒”状态还是觉醒状态以外的所谓“睡眠”状态。

30

其中，这里所说的躯体活动不仅包含睡眠时的翻身等，还包含觉醒状态下的躯体活动以及认为是觉醒状态的状态。例如，当生物体信息明显是异常值时，或存在异常周期时，判断为表示觉醒的状态。

在睡眠状态推测部 3 中，以采样频率 100Hz 对通过生物体信息处理部 2 测量的电压波形进行采样并数据化。其中，如上所述可以根据电压的变化检测出躯体活动状态，所以在本实施方式中，在躯体活动状态检测中使用  $n$  个各峰值 ( $V_j$  [ $j=1, 2, 3, \dots, n$ ]) 的比 (下面，称为峰值比)。峰值是指电压为正且表示最大值的电压波形形状成为峰形的场所的数值。

在图 3 中，在时间 0~59 秒的区间内，正的峰值的点存在有 14 个点 ( $P_1 \sim P_{14}$ )。另外，当该各峰值的时间 (峰值的时刻,  $T_j$  [ $j=1, 2, 3, \dots, n$ ]) 之间的时间间隔 (下面，称为峰间隔) 在规定的范围之外时，可以从实验、调查数据判断出觉醒或躯体活动，所以峰间隔也用于觉醒的推测。

其中，峰值、峰间隔可以通过如下所示的方式计算出。即，将在被测量的电压变化的数据超过规定的正的阈值 (在本实施方式中为 1V) 之后，达到规定的负的阈值 (在本实施方式中为 -1V) 期间的最大值作为电压的正的峰值计算。通过如此设置峰值，可以防止通过磁滞效果的正的峰值的错误检测。另外，将从计算出的正的峰值到下一个正的峰值的时间作为峰间隔。峰值比和峰间隔用下式表示。

$$\text{峰值比: } PVR_j = V_{j+1}/V_j$$

$$\text{峰间隔: } PI_j = T_{j+1} - T_j \quad [j=1, 2, 3, \dots, (n-1)]$$

下面，根据图 4 和图 5 所示的流程图说明在睡眠状态推测部 3 的睡眠状态的推测方法。

参照图 4，在步骤 S100 中，重新设置时间计时用定时器，清除诸变数 (循环次数变数  $i$  等) 或存储器等。

在步骤 S101 中，对各硬件即定时器或生物体信息数据存储器等施加用于使时间计时、生物体信息数据摄取开始的触发信号。由此，定时器开始时间计时，在每规定时间 (在本实施方式中为每 60 秒) 里产生中断 T 信号。另外，生物体信息处理部 2 根据来自传感器的呼吸信息开始电压变化的测量。与此相伴随，生物体信息数据存储开始测量结果 (数字数据) 的摄取。

在步骤 S102 中，按照中断 T 信号，确认在生物体信息数据存储器中是否储存规定时间 60 秒的数据。在进行储存的情况下，进入到步骤 S103，否则返回至步骤 S102。

5 在步骤 S103 中，根据在生态信息存储器中储存的数据，可以通过上述的方法检测出峰值。进而，根据其检测结果，进行峰间隔和峰值比的计算。

10 在步骤 S104 中，判断所计算出的所有峰间隔是否在规定的范围，当在该范围内时，标志 Piflag 被设置成为 1，除此之外被设置成 0。其中，当 Piflag=0 时，表示“觉醒”状态下的躯体活动或未看成睡眠状态的状态。

在步骤 S105 中，判断所计算出的所有峰值比是否在规定的范围，当在该范围内时，标志 PVflag 被设置成为 1，除此之外被设置成 0。其中，当 PVflag=0 时，表示“觉醒”状态下的躯体活动或未看成睡眠状态的状态。

15 在步骤 S106 中，当标志 Piflag、PVflag 都处在规定的状态时，即判断是否为  $(Piflag, PVflag) = (1, 1)$ ，当  $(Piflag, PVflag) = (1, 1)$  时，进入到步骤 S107，否则分支到步骤 S109c。

20 在步骤 S107 中，从在该期间（60 秒区间）内存在的  $n$  个峰值点计算出  $(n-1)$  个峰间面积  $g_j[j=1, 2, 3, \dots, (n-1)]$ 。进而求出各峰间面积的均值和离散，通过用均值的平方除以求得的离散值，计算出评价值 SV。该评价值 SV 表示与有关呼吸的时间序列方向特性的波形曲线相对应的值。即，评价值 SV 反应呼吸状态，具体为当评价值 SV 较小时，呼吸稳定；当评价值 SV 较大时，呼吸紊乱是可以把握的。

25 峰间面积是指在相邻的 2 个峰值时间之间用波形曲线和基准轴围成的区域的面积。在电压值为负的区间，对积分值的绝对值和峰间面积进行加法运算。其中，参照图 3，基准轴是与时间轴平行且电压值为一定的直线。在本实施方式中，基准轴成为电压值为零的直线。

其中，离散 B 是在将各峰间面积的均值作为 A 时由下式给出。

$$B = \frac{\sum_{j=1}^{n-1} (A - g_j)^2}{n-1}$$

5 因此，评价值 SV 由下式给出。

$$SV = B/A^2$$

10 在步骤 S108 中，进行反映呼吸状态的评价值 SV 和规定睡眠状态的比较值之间的比较。这里，当评价值不到比较值时，进入到步骤 S109a，否则分支成步骤 S109b。在本实施方式中，作为比较值，使用 0.2。

在步骤 S109a、S109b、S109c 中，在 SleepValue[i] 分别设定睡眠状态值 Deep、Light、MT。

15 在步骤 S110 中，循环次数变数 i 增加，生成表示在该期间（60 秒区间）中的睡眠状态值的设定作业的结束的中断 SV 信号。随后，为了开始下一个期间（60 秒区间）的状态推测路径，返回至步骤 S102。下面，同样在每 60 秒区间进行睡眠状态值 SleepValue[i] 的设定。

图 5 表示使用睡眠状态值 SleepValue[i] 进行的睡眠状态推测时的处理流程图。

20 参照图 5，在步骤 S200 中，判断是否发送上述中断 SV 信号。当发送中断 SV 信号时，进入到步骤 S201。

25 在步骤 S201 中，判断循环次数变数 i 是否为 5 以上。即，判断是否得到 5 个时间段（60 秒区间×5）的睡眠状态值 SleepValue[i]。在图 5 的处理流程中，使用所设定的多个时间段（在本实施方式中是 5 个时间段）的睡眠状态值 SleepValue[i] 推测规定时间的睡眠状态。为此，在开始后直到得到该设定时间段的睡眠状态值不能进行睡眠状态的推测。这样，在步骤 S201 中，判断是否得到 5 个时间段的睡眠状态值 SleepValue[i]。当循环次数变数 i 为 5 以上时，进入到步骤 S202，否则分支到步骤 S200。

在步骤 S202 中，清除计数用变数 DeepCount 和 MTCCount。

30 在步骤 S203 中，关于 5 个睡眠状态值 SleepValue[i-4]~SleepValue[i]，

分别计数 DEEP 和 MT 的个数。然后，将 DEEP 的数量设置成变数 DeepCount，将 MT 的数量设置成变数 MTCCount。

在步骤 S204 中，按照变数 DeepCount 和变数 MTCCount 的值，进行睡眠状态的推测。即，当变数 MTCCount 为 5 时，判断为觉醒状态 (WAKE)；  
5 当变数 MTCCount 为 4 时，判断为 REM 睡眠状态 (REM)；当变数 MTCCount 为 3 以上时，判断为深睡眠状态 (DEEP)；除此之外判断为浅睡眠状态 (LIGHT)。然后，在睡眠状态 SleepState[i] 中设定为判断结果 “WAKE”、“REM”、“DEEP”、“LIGHT” 中的任一个。

该值是循环次数变数 i 的时间的睡眠状态的最终推测结果。

10 如上所述，在图 4 的步骤 S106 中，进行标志 Piflage、PVflage 的判断，另外，在步骤 S108 中，进行评价值 SV 和各阈值之间的比较，同时在步骤 S109a~c 中，设定该期间 (60 秒区间) 的睡眠状态值 SleepValue[i]，但该睡眠状态值 SleepValue[i] 是用于推测睡眠的临时确定值。在此阶段，例如有可能在步骤 S106 中将翻身的躯体活动错误判断成 “觉醒”，所以应该进  
15 一步提高精度。由此，在本实施方式中，在该阶段不进行睡眠状态推测的确定。

在本实施方式中，对于图 5 的步骤 S203、步骤 S204，使用作为在该期间以前的历史信息睡眠状态值 SleepValue[i-4]~SleepValue[i]，参考该临时确定的睡眠状态值，同时进行针对该期间 (60 秒区间) 的睡眠状态的推测。由此，实现睡眠状态推测精度的改善。  
20

其中，不仅要参考过去的睡眠状态值，还要参考随后的睡眠状态值进行睡眠状态的推测。

另外，虽然在本实施方式中没有详细说明，可以对各期间的睡眠状态值进行加权而进行睡眠状态的推测。例如，当使用睡眠状态值  
25 SleepValue[3]~SleepValue[7] 计算出变数 DeepValue 以确定 SleepState[5] 时，SleepValue[3] 和 SleepValue[7] 在 Deep 不是 1 次而是 0.5 次，SleepValue[5] 在 Deep 时不是 1 次而是 2 次等，改变针对各睡眠推测值的加权。由此有望进一步改善睡眠状态推测精度。

其中，当根据由前述的国际基准规定的睡眠深度的定义时，在步骤  
30 S204 中的推测状态 “WAKE” 相当于 “觉醒”，“REM” 相当于 “快速眼

动睡眠”，“LIGHT”相当于“睡眠深度 1, 2”的状态，“DEEP”相当于“睡眠深度 3, 4”的状态。

如上所述，睡眠状态推测部 3 通过峰间隔、峰值比对是否“觉醒”进行判断，另外通过呼吸动作波形的峰间面积的均值、离散，判断睡眠状态是“深睡眠”、“浅睡眠”中哪一种。进而，睡眠状态推测部 3 在考虑多个区间的推测结果的同时实现睡眠状态推测的更高精度。

基于本实施方式的睡眠状态推测结果和基于 PSG 的推测结果的比较记载于图 6A 和 B。其中，在图 6A、B 中，将“REM”和“LIGHT”的推测设为“浅”，“DEEP”的推测设为“深”。

如果参照图 6A、B，就寝后进入浅睡眠的时间、例如 1~3 小时附近的深睡眠的时间、睡眠的周期等的趋势与 PSG 的结果大致一致。由此，根据本实施方式，可以确认能够进行高精度的睡眠状态的推测。

其中有如下所示的趋势，7 小时以后，根据 PSG 的结果认为是浅睡眠，而在根据呼吸运动的推测中判断为觉醒状态。作为该理由，认为将黎明时频发的躯体活动判断为觉醒。在睡眠特性上，可知随着黎明的到来躯体活动增加。其中，PSG 的结果是基于 Allan Rechtschaffen & Anthony Kales 的手法的判断，但有时根据判断者的主观出现判断偏差，也有 PSG 的判断结果与被试验者的实际状态不一致的情况。

其中，在上述实施方式中，作为生物体信息传感器使用呼气带构件，但作为其他生物体信息传感器，也可以使用无束缚传感器例如片状的静电电容型的传感器。此时，如图 7 和图 8 所示，在褥子 4 上安装该片状静电电容型传感器 5。

在该片状静电电容型传感器 5 中，通过人体上半身的压迫而使电极之间的距离发生变动，与此相伴随，片状静电电容型传感器 5 的静电电容发生变动。由此，此时生物体信息处理部 2 测定基于人体的呼吸运动以及躯体活动的片状静电电容型传感器 5 的静电电容的变动数据。具体地说，例如使用 LC 共振电路测量其共振频率。此时，睡眠状态推测部 3 使用静电电容的变动波形曲线推测睡眠状态，其中所述的变动波形曲线基于作为生物体信息处理部 2 的输出信号的人体的呼吸运动或躯体活动。具体与上述的呼气带构件的例子相同。

在图 9A、B 中，表示由生物体信息处理部 2 测量的基于人体的呼吸运动的电压变化。其中，采样频率为 10Hz。在图 9A、B 中，横坐标是测量时间 (sec)，纵坐标是共振频率 (Hz)。图 9B 是缩小图 9A 的纵坐标的范围而在纵坐标方向上扩大的图以便容易确认呼吸动作的波形。

5 如果参照图 9A、B，从时间轴的 60 秒周围到 100 秒周围，可以看到在波形的变化上有躯体活动的影响。如此由躯体活动引起的频率的变化比呼吸动作的情况更大。该波形与共振频率有关，但此时通过设定适当的阈值，可以与上述实施方式一样进行演算、推测等。

另外，在上述实施方式中，睡眠状态推测部 3 以采样频率 100Hz 对由生物体信息处理部 2 测量的电压变化进行采样并数字化，根据作为规定的一个区间的 60 秒钟的电压测量结果，使用峰间隔值、峰值、进而是基于峰间面积的均值和离散的评价值推测睡眠状态，但可以适当更改该采样频率、阈值以及一个区间的长度。另外，睡眠状态推测部 3 推测睡眠状态时的峰间隔值等阈值，应用通过对来自多个被试验者的数据进行统计处理而调谐的数值。

其中，如图 4 和图 5 所示的处理流程可以硬件性地通过任何计算机地 CPU、存储器、其他 LSI 等实现。另外，可以软件性地通过存放在存储器中的程序等实现。图 1 表示将睡眠状态推测装置的构成作为功能组块，但这些功能组块可以只由硬件、只由软件、或它们的组合等各种形式来实现。

20 例如，也可以将图 1 中的生物体信息处理部 2、睡眠状态推测部 3 的功能以及用于执行图 4 和图 5 的处理等的程序装载到个人电脑上而构成睡眠状态推测装置。这种程序可以通过在个人电脑上安装存储该程序的光盘或磁盘而装载到该个人电脑上。另外，也可以通过借助互联网的数据发送装载到个人电脑上。

25 综上，说明本发明的实施方式，但该实施方式可以在技术方案所示的技术思想的范围内适当进行各种更改。

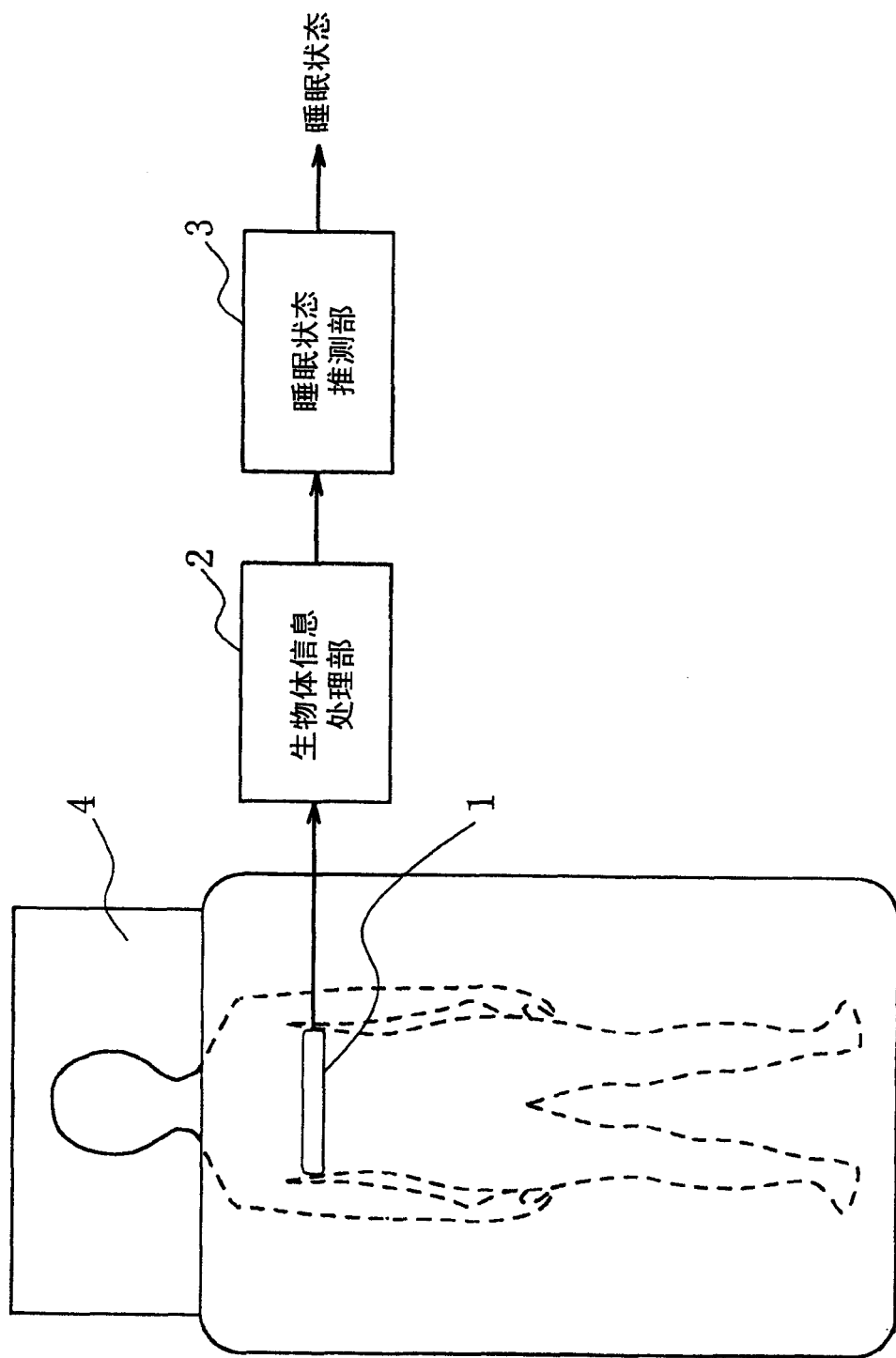


图1

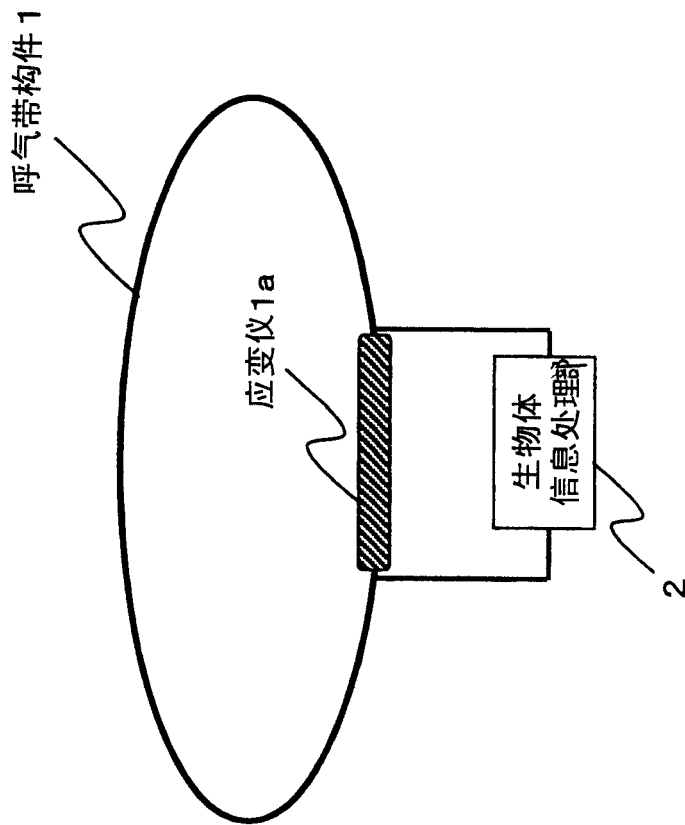


图 2

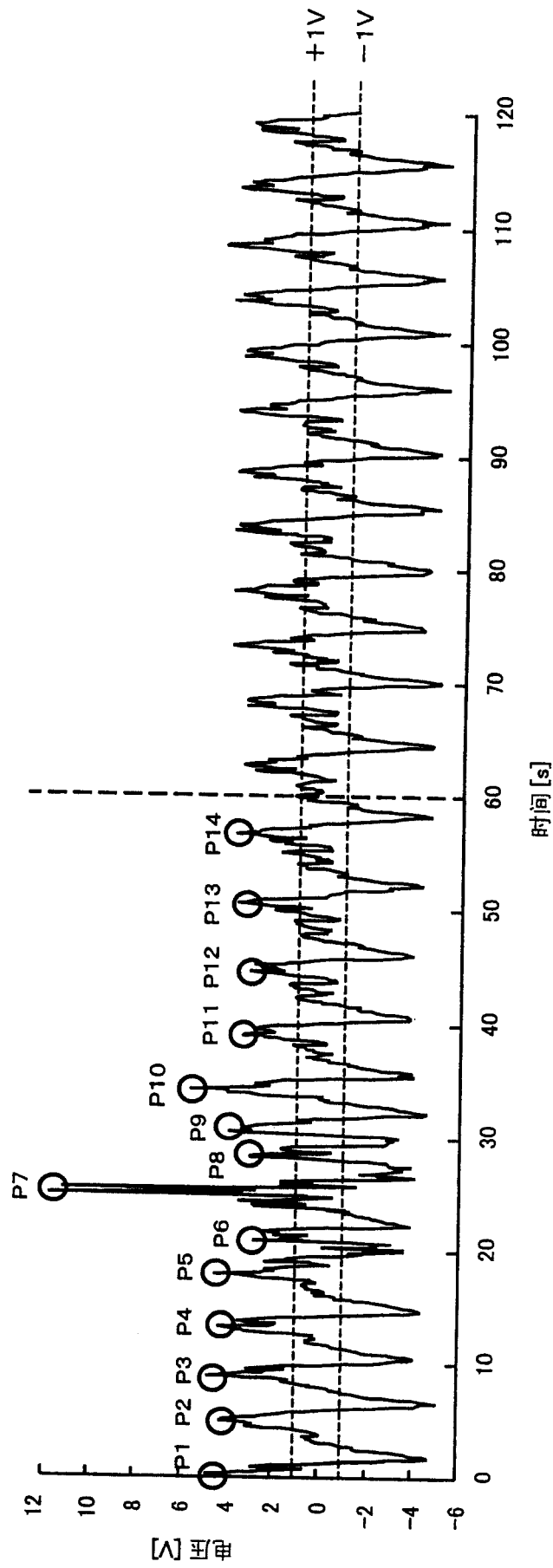


图 3

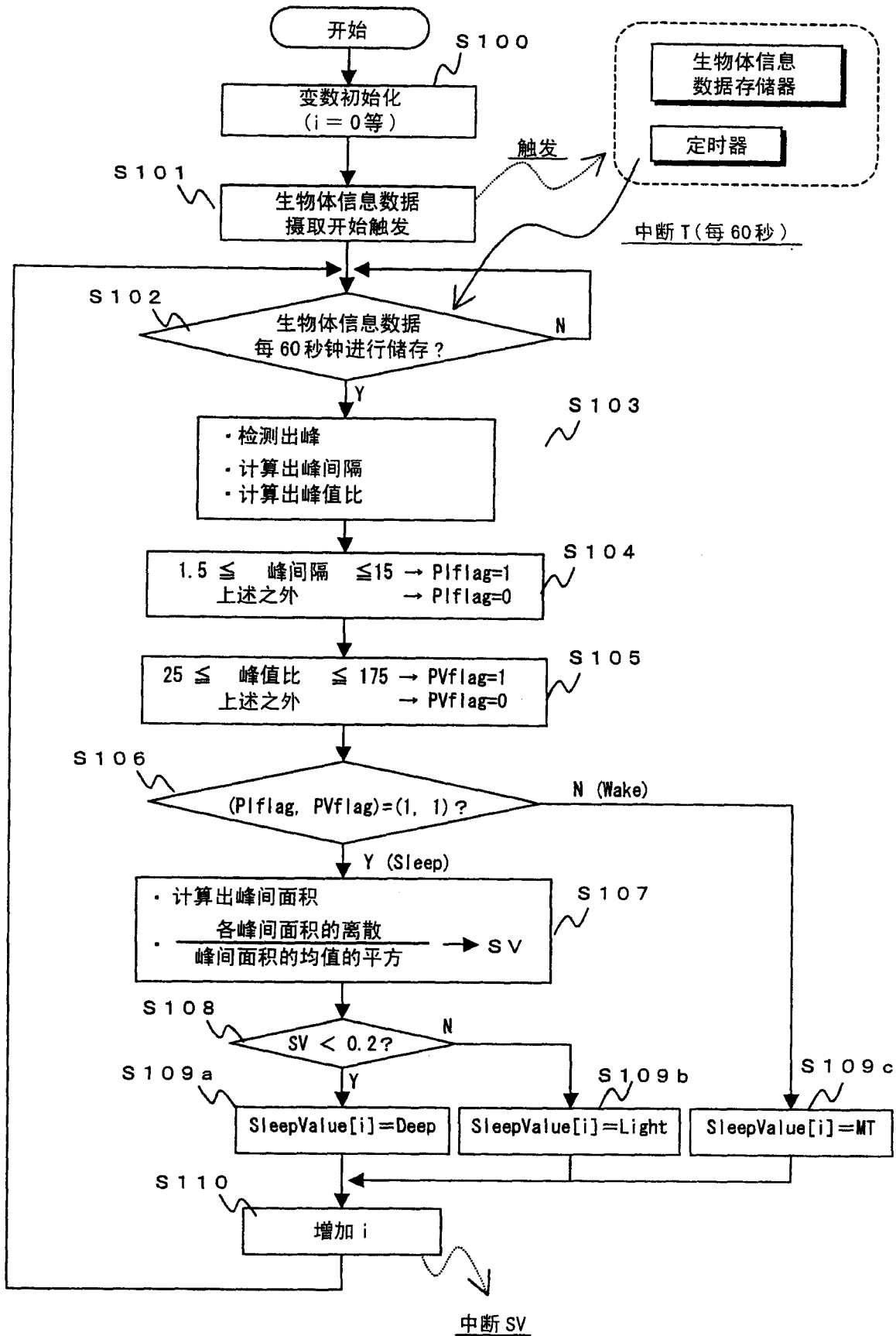


图 4

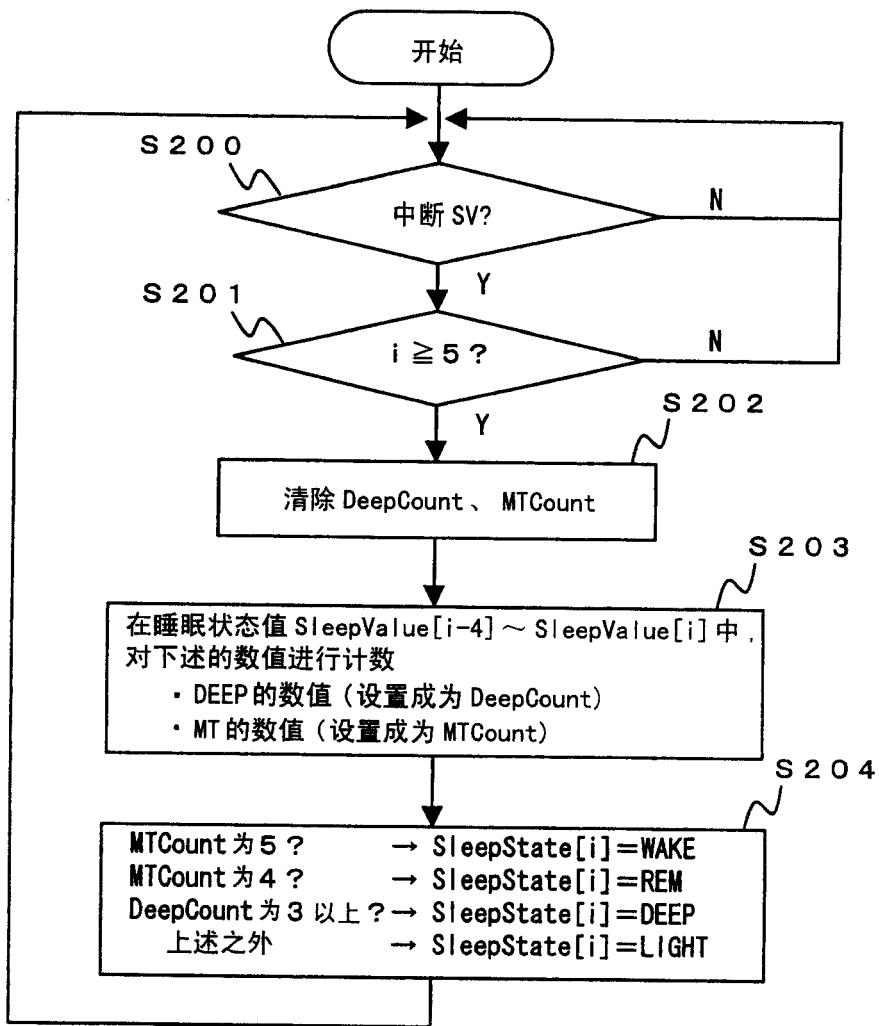


图 5

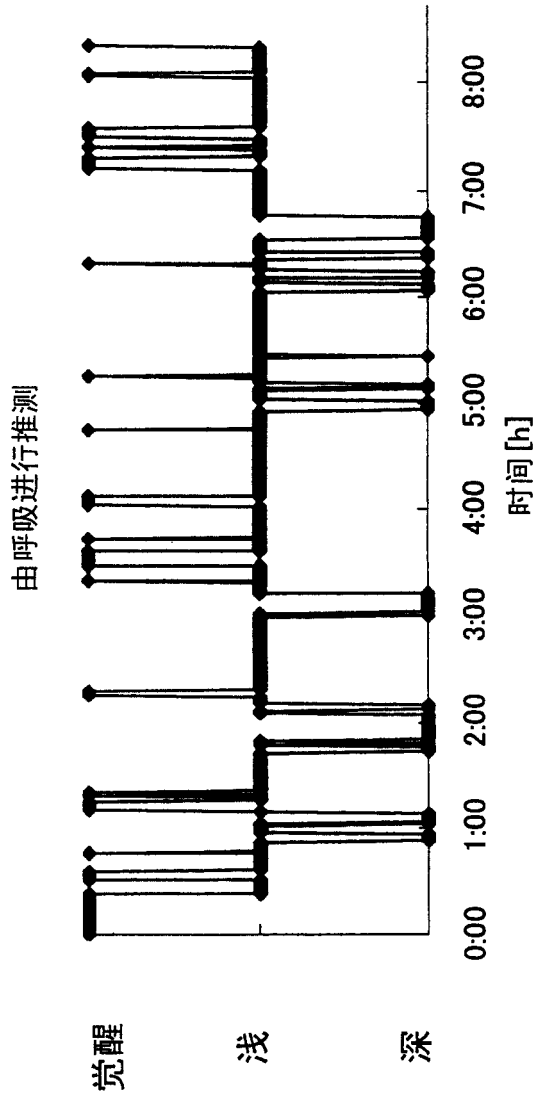


图 6A

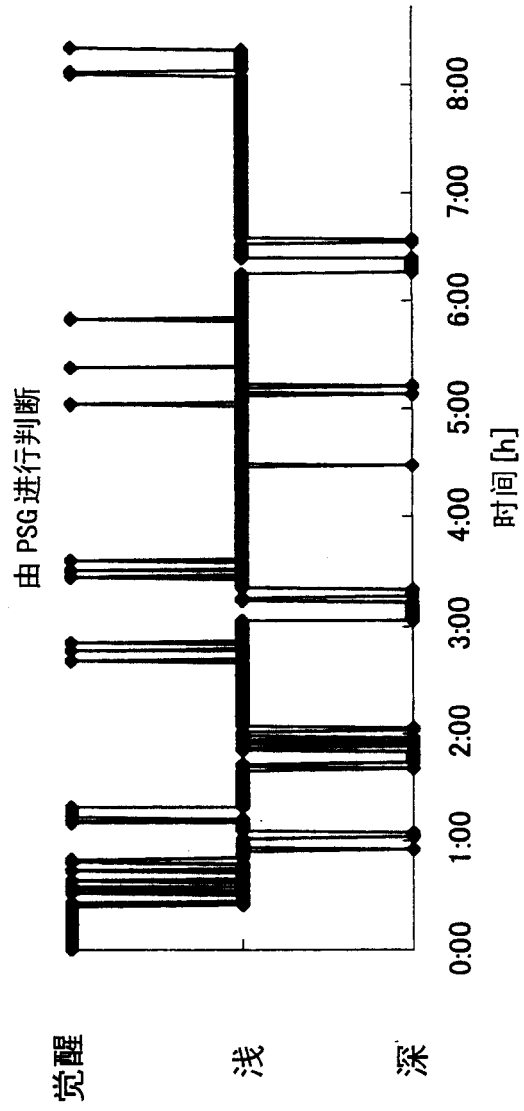


图 6B

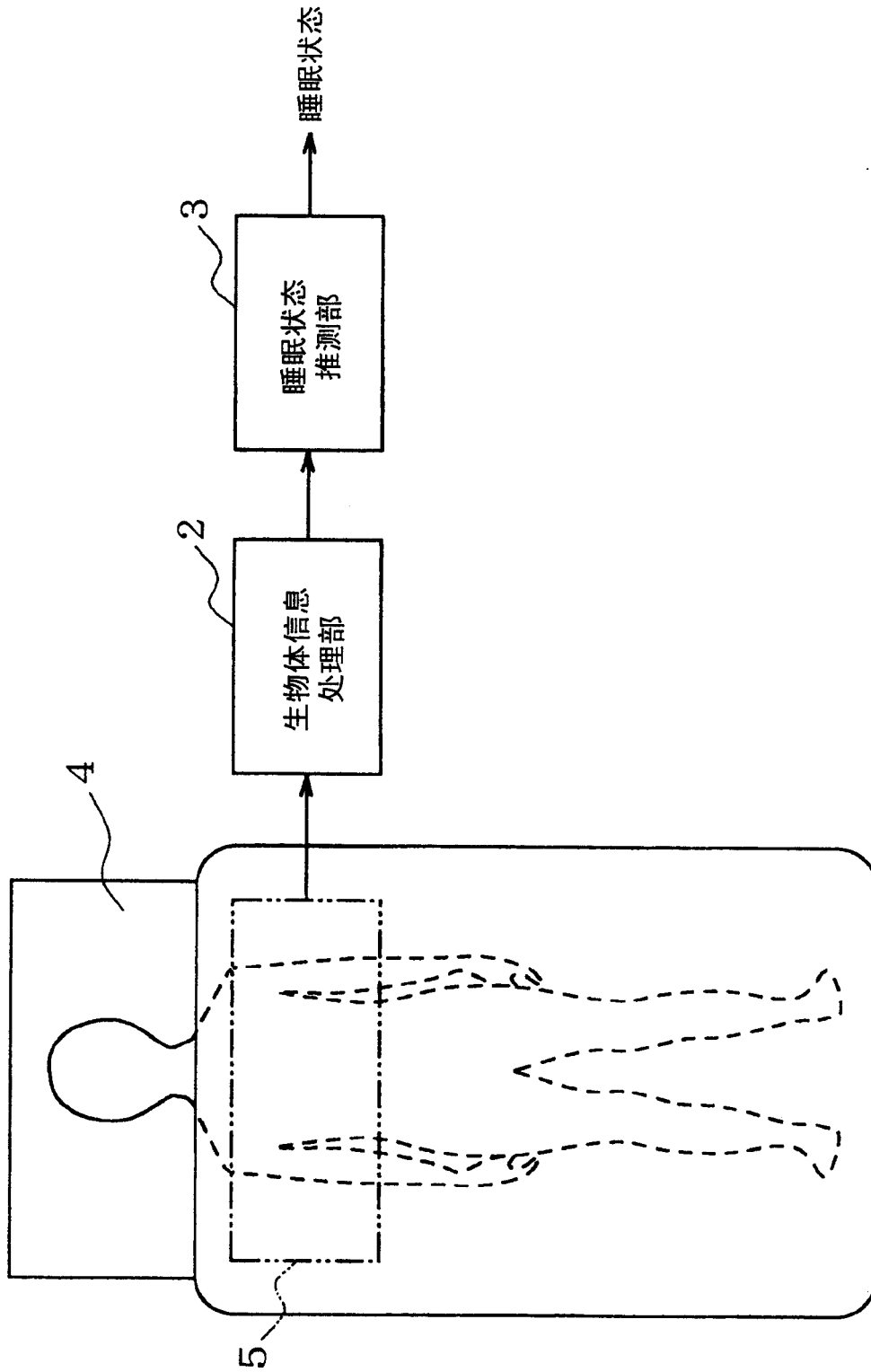


图7

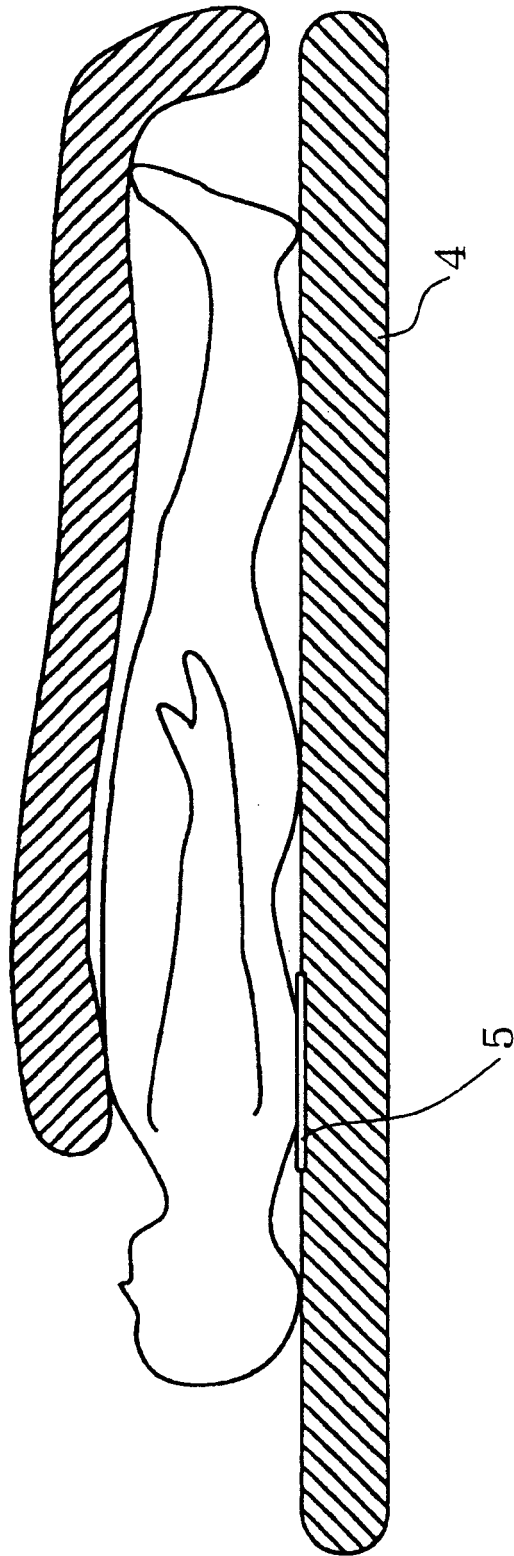
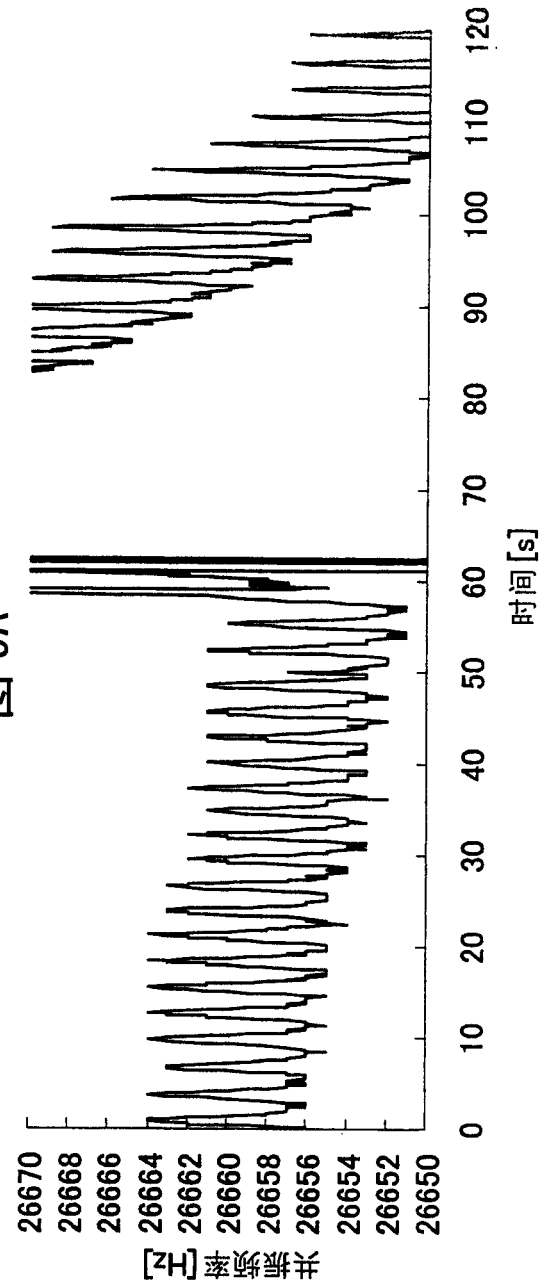
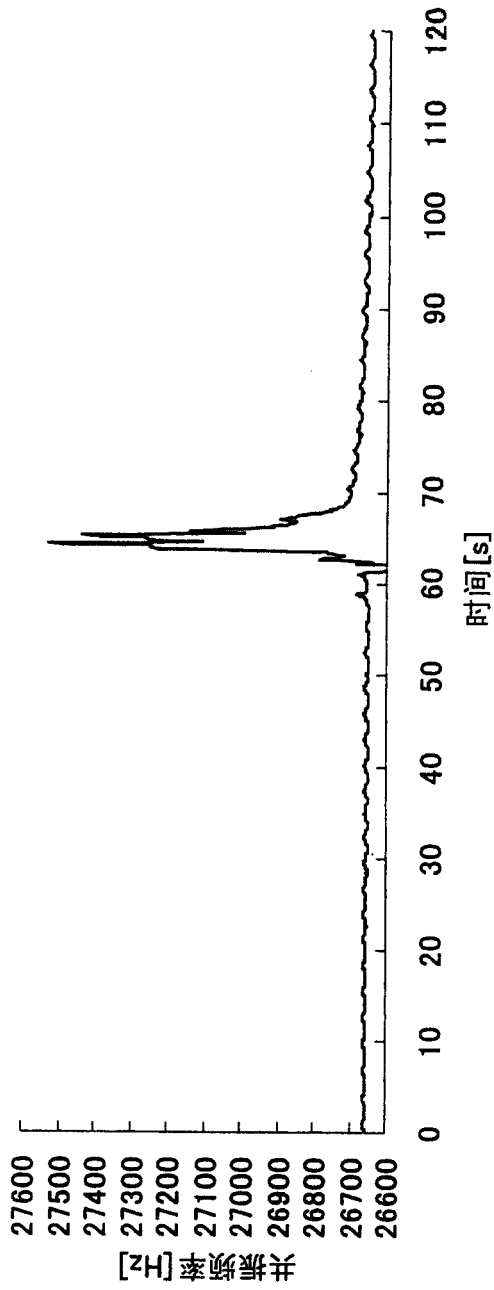


图 8



专利名称(译)	睡眠状态推测装置以及程序、产品		
公开(公告)号	<a href="#">CN1718160A</a>	公开(公告)日	2006-01-11
申请号	CN200510082530.6	申请日	2005-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	三洋电机株式会社		
申请(专利权)人(译)	三洋电机株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三洋电机株式会社		
[标]发明人	冈田志麻 藤原义久 山本泰司 米田文生		
发明人	冈田志麻 藤原义久 山本泰司 米田文生		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/1135		
代理人(译)	李香兰		
优先权	2004201155 2004-07-07 JP		
其他公开文献	CN100464703C		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明的睡眠状态推测装置，从基于人体的呼吸运动的电压波形，计算出正的峰值、相邻的峰间的间隔(时间)。进而求出由电压波形和时间轴围成的峰间的面积，计算出求得的峰间面积的均值和离散值。然后从这些值临时设定针对规定时间的睡眠状态值，进而参考与多个期间相对应的睡眠状态值，推测规定时间的睡眠状态。本发明使用可以在无束缚状态下顺利检测出的信号而同时可以简易且高精度地推测睡眠是深还是浅的所谓睡眠状态的睡眠状态推测装置。

