

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/0452 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710127949.8

[43] 公开日 2008年1月2日

[11] 公开号 CN 101095612A

[22] 申请日 2007.6.28

[21] 申请号 200710127949.8

[30] 优先权

[32] 2006.6.28 [33] JP [31] 2006-178644

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都港区芝浦一丁目1番1号

[72] 发明人 铃木琢治 大内一成

[74] 专利代理机构 上海市华诚律师事务所

代理人 徐申民 张惠萍

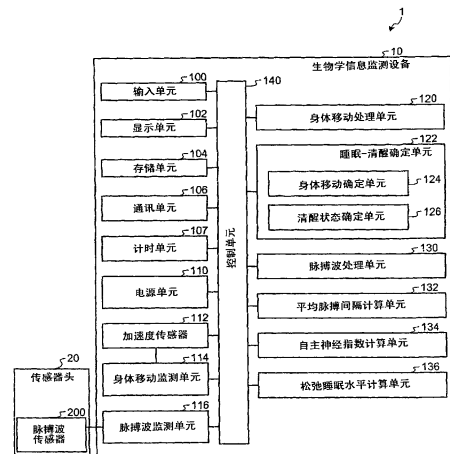
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 20 页

[54] 发明名称

监测生物学信息的设备和方法

[57] 摘要

生物学信息监测设备包括探测目标人的脉搏间隔的探测单元。另外，第一计算单元计算作为在第一时间段内的脉搏间隔的平均值的平均脉搏间隔。第一时间段基于目标脉搏间隔而决定。最后，第二计算单元基于平均脉搏间隔和目标脉搏间隔之间的差计算副交感神经指数。



1. 一种生物学信息监测设备，其特征在于，该生物学信息监测设备包括：
探测目标人的脉搏间隔的探测单元；
计算作为在基于目标脉搏间隔决定的第一时间段内的脉搏间隔的平均值的平均脉搏间隔的第一计算单元；和
基于平均脉搏间隔和目标脉搏间隔之间的差计算副交感神经指数的第二计算单元。
2. 如权利要求1所述的设备，其特征在于，所述第二计算单元基于以下任何一个值计算副交感神经指数：
在第二时间段内平均脉搏间隔和目标脉搏间隔之间的差的平方值的平均值，和
在第二时间段内平均脉搏间隔和目标脉搏间隔之间的差的绝对值的平均值。
3. 如权利要求1所述的设备，其特征在于，所述第一计算单元对在紧靠着所述目标脉搏间隔之前的所述第一时间段内监测的一系列脉搏间隔求平均值。
4. 如权利要求1所述的设备，其特征在于，所述第一计算单元对在紧接着所述目标脉搏间隔之后的所述第一时间段内监测的一系列脉搏间隔求平均值。
5. 如权利要求1所述的设备，其特征在于，该设备进一步包括基于目标人的呼吸周期设定所述第一时间段的设定单元。
6. 如权利要求1所述的设备，其特征在于，该设备进一步包括在第二时间段内平均脉搏间隔的离差的程度的基础上计算交感神经指数的第三计算单元。
7. 如权利要求6所述的设备，其特征在于，所述第三计算单元通过计算所述第二时间段内平均脉搏间隔的标准偏差得到所述离差的程度。
8. 如权利要求1所述的设备，其特征在于，该设备进一步包括：
在所述探测单元探测脉搏间隔的时监测脉搏间隔的脉搏幅度的第一监测单元；和

在由监测单元监测的脉搏幅度的基础上计算交感神经指数的第三计算单元。

9. 如权利要求 8 所述的设备, 其特征在于, 所述第三计算单元在第二时间段内脉搏幅度的离差的程度的基础上计算交感神经指数。

10. 如权利要求 9 所述的设备, 其特征在于, 所述第三计算单元通过计算第二时间段内脉搏幅度的平均值的标准偏差计算所述离差的程度。

11. 如权利要求 1 所述的设备, 其特征在于, 该设备进一步包括在副交感神经指数的基础上确定目标人的睡眠状态转换的确定单元。

12. 如权利要求 6 所述的设备, 其特征在于, 该设备进一步包括在交感神经指数的基础上确定目标人的睡眠状态转换的确定单元。

13. 如权利要求 1 所述的设备, 其特征在于, 该设备进一步包括监测目标人的末梢神经中的变化的第二监测单元, 其中
所述探测单元基于末梢神经探测脉搏间隔。

14. 如权利要求 1 所述的设备, 其特征在于, 该设备进一步包括监测目标人的心脏电位的第三监测单元, 其中
所述探测单元基于心脏电位探测脉搏间隔。

15. 如权利要求 1 所述的设备, 其特征在于, 该设备进一步包括监测由于目标人的身体带来的压力的第四监测单元, 其中
所述探测单元基于压力探测脉搏间隔。

16. 如权利要求 1 所述的设备, 其特征在于, 该设备进一步包括获取目标人在不同时间点的图像的成像单元, 其中
所述探测单元基于图像中的变化探测脉搏间隔。

17. 一种生物学信息监测设备, 其特征在于, 该生物学信息监测设备包括:

探测目标人的脉搏间隔的探测单元；

计算作为在基于目标脉搏间隔决定的第一时间段内的脉搏间隔的平均值的平均脉搏间隔的第一计算单元；和

基于在第二时间段内的平均脉搏间隔的离差的程度计算交感神经指数的第二计算单元。

18. 一种生物学信息监测设备，其特征在于，该生物学信息监测设备包括：

监测目标人的脉搏幅度的监测单元；和

在由所述监测单元监测的脉搏幅度的基础上计算交感神经指数的计算单元。

19. 一种监测和处理目标人的生物学信息的方法，其特征在于，该方法包括：

探测目标人的脉搏间隔；

计算作为在基于目标脉搏间隔决定的第一时间段内的脉搏间隔的平均值的平均脉搏间隔；和

基于平均脉搏间隔和目标脉搏间隔之间的差计算副交感神经指数。

监测生物学信息的设备和方法

技术领域

本发明涉及用于监测目标人的生物学信息的设备和方法。

背景技术

已知有多种用于监测诸如人类等的生物的自主神经活动的方法。最近，频率分析方法正被普遍使用。在此频率分析方法中，通过分析心跳时间间隔的波动计算交感神经和副交感神经活动的水平。

人的心率经常是根据从人的心电图、光电型或者压力型脉搏计得到的波形中的峰值到峰值的时间间隔来计算的。波形中出现一个峰是由于一次心跳。在频率分析方法中，一系列关于心跳时间间隔的数据被采集，这些数据被转换为频谱，并且频谱中的低频带（LF：从 0.05 赫兹到 0.15 赫兹范围的频带）和高频带（HF：从 0.15 赫兹到 0.4 赫兹范围的频带）的功率（power）被确定为心率。以这种方式，频率分析方法利用 LF 和 HF 与自主神经活动之间的关系。

然而，该频率分析方法需要高端计算机环境，这个环境并不总是能够实现的。如果没有这样一个计算机环境，分析频率的一种途径是利用诸如 RR50 和在连续 R-R 间隔中的差的平方的总和的平均值（MSSD）的指数。

RR50 是如下得到的指数。即在例如一分钟的预定时间段内对所有心跳计算相邻两次心跳的时间间隔之间的差，RR50 是该差超过 50 毫秒的心跳的次数。

另一方面，MSSD 是如下得到的指数。即在预定时间段内对所有心跳计算相邻两次心跳的时间间隔之间的差的平方，MSSD 是这些平方的平均值。RR50 和 MSSD 两者都被用于监测自主神经活动并且都利用心跳时间间隔的波动程度。

自主神经活动甚至还可以用其它技术来监测。有一种已知的方法是基于人的心电图和呼吸模式实时计算副交感神经活动（参见 JP-A 2005-319256（KOKAI））。另一方面，还有一种已知的方法是基于人心率时间间隔的最后三个数据之间的大小变化计算副交感神经活动（参见 JP-A H8-117198（KOKAI））。

人的情感状况，即人是否感到压力，可以通过监测自主神经活动来确定。而且，当某人被确定为困乏时该技术可以有效地用来防止他/她打瞌睡，并且基于自主神经活动的改变模式而确定睡眠的状态。该技术甚至可用于医疗目的。例如，JP-A No. 3643564 (KOKAI) 公开了一种技术，该技术基于心率的波动评估自主神经功能，并且监测血压测量期间由于血压计绑带造成血管压缩前后心率的变化。

然而，常规的频率分析方法包括大量的计算，因而这个方法不能在通常结合在移动装置中的低端计算机系统上实现。另一方面，高端计算机系统昂贵且需要高能电池，这也增加了成本。

关于 RR50 和 MSSD 指数，其结果包括低频成分（等同于 LF）和高频成分（等同于 HF），这些成分是波动成分的一部分，因此难以将该结果分成用于交感神经和副交感神经的各个部分。

JP-A 2005-319256 (KOKAI) 中公开的技术有一个缺点，就是需要来自两方面信息的信号，即心电图和呼吸模式，从而整个系统的结构变得复杂。

JP-A H8-117198 (KOKAI) 中公开的技术有一个缺点，因为基于例如，“大，小，大”，或“小，大，小”的最后三个数据的预定模式数进行计算，因此该计算不是定量的计算。

发明内容

根据本发明的一个方面，生物学信息监测设备包括探测目标人的脉搏间隔的探测单元；计算作为在基于目标脉搏间隔决定的第一时间段内的脉搏间隔的平均值的平均脉搏间隔的第一计算单元；和基于平均脉搏间隔和目标脉搏间隔之间的差计算副交感神经指数的第二计算单元。

根据本发明的另一个方面，生物学信息监测设备包括探测目标人的脉搏间隔的探测单元；计算作为在基于目标脉搏间隔决定的第一时间段内的脉搏间隔的平均值的平均脉搏间隔的第一计算单元；和基于在第二时间段内平均脉搏间隔的离差度计算交感神经指数的第二计算单元。

根据本发明的再一个方面，生物学信息监测设备包括监测目标人的脉搏幅度的监测单元；和基于由监测单元监测的脉搏幅度计算交感神经指数的计算单元。

根据本发明的再一个方面，监测和处理目标人的生物学信息的方法包括探测目标人的脉搏间隔；计算作为在基于目标脉搏间隔决定的第一时间段内的脉搏间隔的平均值的平均脉搏间隔；和基于平均脉搏间隔和目标脉搏间隔之间的差计算副交感神经指数。

附图说明

- 图 1 是根据本发明的第一实施例的生物学信息监测系统的方块图；
- 图 2 是解释将该生物学信息监测系统戴到目标人手上的示意图；
- 图 3A 是在三个垂直方向上的加速度数据的曲线图；
- 图 3B 是在一分钟内三个方向的加速度的时间导数的曲线图；
- 图 3C 是在一分钟内身体移动量变化的曲线图；
- 图 4 是解释由图 1 中所示的身体移动确定单元和清醒状态确定单元进行的处理的示意图；
- 图 5 是解释计算脉搏间隔数据的处理的示意图；
- 图 6 是解释由图 1 中所示的平均脉搏间隔计算单元和自主神经指数计算单元进行的操作的曲线图；
- 图 7 是解释包含于脉搏间隔数据中的低频成分和高频成分的曲线图；
- 图 8 是 aMSSD 的曲线图；
- 图 9 是解释由图 1 所示的生物学信息监测设备进行的操作的流程图；
- 图 10 是图 1 所示的生物学信息监测设备的硬件配置的示意图；
- 图 11 是根据第一实施例的第一修改例的生物学信息监测系统的方块图；
- 图 12 是根据第一实施例的第二修改例的生物学信息监测系统的方块图；
- 图 13 是根据第一实施例的第三修改例的生物学信息监测系统的方块图；
- 图 14 是根据本发明的第二实施例的生物学信息监测系统的方块图；
- 图 15 是解释根据第二实施例的垫传感器的配置的示意图；
- 图 16 是根据本发明的第三实施例的生物学信息监测系统的方块图；
- 图 17 是根据本发明的第四实施例的生物学信息监测系统的方块图；
- 图 18 是解释由图 17 所示的生物学信息监测设备进行的操作的流程图；
- 图 19 是解释在图 18 所示的步骤 S160 进行的详细操作的流程图；
- 图 20 是解释显示在显示单元的显示屏上的内容的示意图；
- 图 21 是解释根据第四实施例的第一修改例显示在显示单元的显示屏上的内容的示意图；以及
- 图 22 是解释根据第四实施例的第二修改例的操作的流程图。

具体实施方式

根据本发明的示例性实施例将在下面结合附图予以解释。

如图1中所示,根据本发明的第一实施例的生物学信息监测系统1包括生物学信息监测设备10和传感器头20。传感器头20是可系附于目标人的诸如手指的身体部分上的传感器模块(见图2)。传感器头20包括探测目标人的脉搏波的脉搏波传感器200。

生物学信息监测设备10基于由传感器头20探测的脉搏波监测生物学信息。生物学信息是指自主神经的指数。自主神经可以是人体内的交感神经或者副交感神经。生物学信息监测设备10包括输入单元100,显示单元102,存储单元104,通讯单元106,计时单元107,电源单元110,加速度传感器112,身体移动监测单元114,脉搏波监测单元116,身体移动处理单元120,睡眠-清醒确定单元122,脉搏波处理单元130,平均脉搏间隔计算单元132,自主神经指数计算单元134,松弛睡眠水平计算单元136和控制单元140。睡眠-清醒确定单元122包括身体移动确定单元124和清醒状态确定单元126。

如图2所示,传感器头20可被系附于目标人的手指上,生物学信息监测设备10可如腕表那样戴在目标人的手腕上。或者,传感器头20可用粘胶带粘附于目标人的手掌上。

输入单元100是由目标人操作的开关,用于接通或切断生物学信息监测设备10的电源。输入单元100被操作而改变显示在显示单元102上的显示屏内容。可以是液晶显示器(LCD)的显示单元102显示对生物学信息的监测结果。可以是闪存的存储单元104,在其中存储数据。所述数据可以是诸如脉搏波和身体移动的监测数据,诸如脉搏间隔的处理数据,以及用于确定睡眠状态的各个阈值。

可以是蓝牙的通讯单元106和诸如个人电脑(未示出),个人数字助理(PDA)终端(未示出),或用于数据通讯的便携式电话(未画出)之类的装置相互作用。可以是实时时钟的计时单元107测量时间。可以是电池的电源单元110为生物学信息监测设备10提供电源。

加速度传感器112测量目标人的作为身体移动数据的加速度。加速度传感器112包括能在三个相互垂直的方向(X,Y和Z)从-2g到2g范围内测量身体移动数据的传感器。身体移动监测单元114包括调节由加速度传感器112得到的模拟数据的增益和偏移的调节电路,以及将模拟数据转换为数字数据的10位模数转换器(ADC)。身体移动监测单元114将作为加速度数据的数字数据输入到控制单元140中。

身体移动处理单元120通过对加速度数据关于时间求导在三个方向的每一个方向上计算加速度的时间导数。而且,身体移动处理单元120还计算作为在三个方向的加速度的

时间导数的平方和的求根值的身体移动变化。另外，身体移动处理单元 120 还计算作为在脉搏间隔的身体移动变化的平均量的身体移动量。身体移动变化和身体移动量被传送到身体移动确定单元 124 用以确定身体移动。

身体移动变化表示例如每 50 毫秒中目标人的身体移动的变化。另外，身体移动量表示例如每一分钟身体移动变化的平均值。

图 3A 是在三个垂直方向上的加速度数据的曲线图，图 3B 是在三个方向的加速度的时间导数的曲线图，以及图 3C 是在一分钟内身体移动量变化的曲线图。身体移动处理单元 120 从由身体移动监测单元 114 对身体移动测量计算三个方向的加速度数据。身体移动处理单元 120 还计算一分钟的时间段中在三个方向的加速度的时间导数。最后，身体移动处理单元 120 计算从加速度的时间导数得到的身体移动的变化。也就是从加速度数据计算身体移动变化，并且通过对身体移动变化求平均计算身体移动量。

睡眠-清醒确定单元 122 根据身体移动数据确定目标人是处于清醒状态还是睡眠状态。当身体移动变化大于身体移动阈值时，睡眠-清醒确定单元 122 的身体移动确定单元 124 确定作为身体移动的目标人的移动。身体移动阈值被设定为例如 0.01G，该值是用于身体移动测量装置的最小值。

当由身体移动确定单元 124 确定的身体移动频率大于等于某个频率阈值时，清醒状态确定单元 126 确定在清醒状态下发生身体移动。当该频率处于频率阈值以下时，睡眠-清醒确定单元 122 的清醒状态确定单元 126 确定在睡眠状态下发生身体移动。而且，当频率大于等于该频率阈值并且脉搏间隔小于之前在睡眠状态下的平均脉搏间隔时，清醒状态确定单元 126 确定在清醒状态下发生身体移动。频率阈值为例如之前在清醒状态下身体移动的频率数据基础上的 20 次/分钟。

如图 4 所示，身体移动阈值可被设定为 0.01G，并且身体移动频率可被设定为 5 次/分钟。当这些数值被设定时，身体移动确定单元 124 只确定作为身体移动的大于等于 0.01G 的身体移动。当身体移动频率为 2 次/分钟或 3 次/每分钟时，清醒状态确定单元 126 确定在清醒状态中发生身体移动，并且当频率为 6 次/分钟或 7 次/分钟时，清醒状态确定单元 126 确定在睡眠状态中发生身体移动。

脉搏波传感器 200 由例如蓝色发光二极管 (LED) (未画出) 和光电二极管 (未示出) 组成。LED 在目标人的手指表面上照射一束光，并且光电二极管收集从手指表面反射的光。从光电二极管获得的光的变化可以得到脉搏波。这些变化依赖于手指的毛细血管中的血流变化。光电二极管向脉搏波监测单元 116 输出表示光量的电流。

脉搏波监测单元 116 包括电流-电压转换器（未示出），放大器（未示出），高通滤波器（HPF）（截止频率为 0.1 赫兹）（未画出）和低通滤波器（LPF）（截止频率为 50 赫兹）（未示出），以及 10 位 ADC（未示出）。电流-电压转换器将电流转换成电压，放大器将电压放大，HPF 和 LPF 实施对电压的过滤，10 位 ADC 将电压转换为数字数据。脉搏波监测单元 116 将数字脉搏波数据输入到控制单元 140 中。

脉搏波处理单元 130 通过对脉搏波数据进行采样得到脉搏间隔数据。更具体地，如图 5 中所示，脉搏波处理单元 130 对脉搏波数据进行采样，并且得到在被采样的脉搏波数据中处理点前后大约一秒内的脉搏波数据的最大值和最小值。在最大值和最小值之间的预定值被定义为参考值。假设最大值与最小值之间的差异为幅度值，参考值可被设定为从最小值开始幅度值的 90%。

接下来，从不包括直流变化成分的一系列脉搏波数据计算脉搏波达到参考值（例如，峰前的某点）的时间点。或者，可以计算峰后的时间点。脉搏间隔数据从所计算的时间点之间的每个间隔得到。脉搏间隔数据被存储在存储单元 104 中。如果脉搏间隔数据处在和身体移动确定单元 124 确定发生身体移动的时间点相同的时间点上，则该脉搏间隔数据被抛弃。

如图 6 中所示，脉搏间隔数据包括高频波动成分和低频波动成分。平均脉搏间隔计算单元 132 和自主神经指数计算单元 134 基于脉搏间隔数据计算自主神经指数。精确地说，HF 波动成分和 LF 波动成分相互分离，并且 HF 波动成分和 LF 波动成分分别被视为副交感神经指数和交感神经指数。

平均脉搏间隔计算单元 132 计算在预定范围内的脉搏间隔数据的平均值，即平均脉搏间隔。自主神经指数计算单元 134 基于平均脉搏间隔计算自主神经指数。

每次得到新的脉搏间隔数据，平均脉搏间隔计算单元 132 从存储单元 104 读取不包括最后得到的数据的预定数目的之前的脉搏间隔数据。假设 RR5 是最后得到的数据，而平均脉搏间隔计算单元 132 读取在从 RR1 到 RR4 的之前的脉搏间隔上的数据。换句话说，从 RR1 到 RR4 的时间段是监测时间段。

平均脉搏间隔计算单元 132 用等式 1 计算作为在之前四个脉搏间隔的时间点上的数据平均值即平均脉搏间隔的“av”。在等式 1 中，“i”代表之前数据的数目。

$$av = \sum_{i=1}^4 RR_{5-i} / 4 \quad (1)$$

自主神经指数计算单元 134 对平均脉搏间隔和最后的脉搏间隔（RR5）之间的差求平

方，如等式 2 中所示，并且将结果存入存储单元 104。

错误！不能通过编辑域代码创建对象。 (2)

接下来，自主神经指数计算单元 134 计算在预定时间间隔内例如每分钟的脉搏间隔数据的差的平方的平均值，如等式 3 中所示，并将平均值存入存储单元 104。该平均值被定义为副交感神经指数，所谓的平均 MSSD (aMSSD)。在等式 3 中，“N”代表在 1 分钟内得到的脉搏间隔数据的数目，“i”代表之前的脉搏间隔数据的数目加 1 的值，“RR_i”代表最后的脉搏间隔数据。

错误！不能通过编辑域代码创建对象。 (3)

因此，作为副交感神经指数的 aMSSD 可以通过简单的运算精确地计算。因为处理量小，该运算可在诸如腕表的低端移动装置上实现。

虽然在该实施例中之前的脉搏间隔数据的数目被定义为四个，但该数目可取决于例如呼吸周期或心率周期作出改变。已知 HF 成分的周期相关于生理机制和呼吸周期同步。呼吸周期一般为 15 次/分钟到 20 次/分钟，而心率周期大约为 60 次/分钟。之前的脉搏间隔数目即移动平均的计数可根据呼吸周期和心率周期之间的比率定义。例如，基于呼吸周期而得到从三到五的数目，但所计算的数在作为目标人的人与人之间有所不同。因此，如果装置被多人共用时，推荐对每个目标人监测呼吸周期和心率周期之间的比率来设定一个合适的值。

当只有呼吸周期被预先计算时，之前的脉搏间隔的数目可根据呼吸周期定义。换句话说，移动平均的范围可相应于该呼吸周期进行动态改变。为了动态改变该总数，在预期总数的数目（例如从三到五）内的脉搏间隔的总值被计算，并且在该总值之外应用最接近某个规定呼吸周期的数值。

虽然等式 1 到 3 假设之前的脉搏间隔数目为四个，但该数目不必为四个。当之前的脉搏间隔数目为“n”时，aMSSD 用等式 4 计算。

错误！不能通过编辑域代码创建对象。 (4)

如图 7 中所示，在通过诸如快速傅立叶变换 (FFT) 的分析方法得到的脉搏间隔数据的频谱的基础上得到两个自主神经指数，即用于 LF 区域（约从 0.05 赫兹到 0.15 赫兹）的 LF 指数和用于 HF 区域（约从 0.15 赫兹到 0.4 赫兹）的 HF 指数。LF 指数代表交感神经指数，HF 指数代表副交感神经指数。

当采用用于计算对应于用于 HF 区域的指数的副交感神经指数的常规 MSSD 时，结果包括 LF 和 HF 两者的波动成分，从而难以分离 HF 波动成分。

当采用根据本发明的该实施例的 aMSSD 时,可从如图 7 所示的包含 HF 和 LF 两成分的成分中选择性地仅提取 HF 成分。因此,从 aMSSD 得到的结果比从常规的 MSSD 得到的结果更精确。

图 8 是解释副交感神经指数的 HF 以及分别用 MSSD 和 aMSSD 得到的结果的曲线图。可以看到, MSSD 的曲线大大偏离 HF 的曲线,而 aMSSD 的曲线几乎和 HF 的曲线相吻合。十个数据的平均关联系数显示 0.38 到 0.67 的改进。

松弛睡眠水平计算单元 136 计算作为自主神经指数的存储于存储单元 104 中的在睡眠状态中的 aMSSD 的积分值或平均值,并将该积分值或平均值作为松弛睡眠水平输入到存储单元 104 中。而且,显示单元 102 显示该积分值或平均值。

控制单元 140 在从目标人接收的请求和指令的基础上控制生物学信息监测设备 10。例如,控制单元 140 控制诸如响应目标人的指令打开或关闭电源以及计算和显示松弛睡眠水平的操作。

目标人在睡前戴上生物学信息监测系统 1,并通过操作输入单元 100 接通电源。结果,生物学信息监测系统 1 开始监测目标人的睡眠-清醒状态(步骤 S100)。具体地,加速度传感器 112 开始监测加速度,并且脉搏波传感器 200 开始监测目标人的脉搏波数据(步骤 S102 和 S120)。加速度传感器 112 监测三个垂直方向的加速度。

身体移动处理单元 120 通过对由身体移动监测单元 114 得到的加速度数据关于时间求导在三个方向计算加速度的时间导数(步骤 S104),并计算在三个方向的加速度的导数的平方和的求根值(步骤 S106)。身体移动确定单元 124 从身体移动处理单元 120 接收该平方和的求根值并等到发生另一个身体移动(步骤 S108)。当身体移动变化即该平方和的求根值比身体移动阈值大时,该移动被确定为身体移动。

当身体移动确定单元 124 探测到身体移动(在步骤 S108 为“是”)时,清醒状态确定单元 126 计算在预定时间段内的身体移动的频率(步骤 S110)以确定目标人是否处于清醒状态(步骤 S112)。当目标人被确定为处于清醒状态时(在步骤 S112 为“是”),清醒状态确定单元 126 使存储单元 104 存储睡眠时间,醒来时间,在睡眠中清醒状态的频率,以及身体移动量(步骤 S114)。当身体移动监测将结束(在步骤 S116 为“是”)时,系统控制进行到步骤 S138。

另一方面,脉搏波处理单元 130 对脉搏波数据进行采样,从在预定时间段内的一系列被采样脉搏波数据中得到最大值和最小值,并且将在最大值和最小值之间的范围内的一定的值定义为参考值(步骤 S122)。脉搏波处理单元 130 还从一系列脉搏波数据计算脉搏波

达到参考值的时间，并通过计算各个时间之间的间隔得到脉搏间隔数据（步骤 S124）。如果在一段时间内没有发生身体移动，通过身体移动确定单元 124 参考该结果，计算得到的数据被正式用作脉搏间隔数据（步骤 S126）。

平均脉搏间隔计算单元 132 从存储单元 104 得到带有之前时间点的预定数目的脉搏间隔数据以计算脉搏间隔数据的平均值（步骤 S128）。自主神经指数计算单元 134 计算平均脉搏间隔数据和最后的脉搏间隔数据之间的差的平方（步骤 S130），对在例如一分钟的预定时间段内的差的平方求平均（步骤 S132），即计算 aMSSD，并且把 aMSSD 输入到存储单元 104 中（步骤 S134）。

当脉搏波数据监测将要结束时（在步骤 S136 为“是”），在睡眠中的之前的 aMSSD 数据从存储单元 104 中被读取以得到积分值或平均值（步骤 S138）。该积分值或平均值作为松弛睡眠水平被显示在显示单元 102 上并存入存储单元 104（步骤 S140）。

如上所述，根据生物学信息监测设备 10，可以计算睡眠中的副交感神经活动的指数。这样就使对某人的睡眠/清醒状态的检测变得容易。

如图 10 中所示，生物学信息监测设备 10 包括用以存储在身体移动处理单元 120，睡眠-清醒确定单元 122，脉搏波处理单元 130，平均脉搏间隔计算单元 132，自主神经指数计算单元 134，和松弛睡眠水平计算单元 136 中进行各种处理所根据的计算机程序（以下称为生物学信息监测程序）的只读存储器（ROM）52；用于根据存储在 ROM 52 中的计算机程序控制生物学信息监测设备 10 的各个单元的中央处理单元（CPU）51；存储对于控制该生物学信息监测设备 10 必需的各种数据的随机存储器（RAM）53；用于连接到网络使数据相互作用的通讯界面（通讯 I/F）57；和用以连接各个部件的总线 62。

该生物学监测程序也能够以可在计算机上安装或执行的文件的形式被存储在计算机可读记录媒介中，诸如小型光盘只读存储器（CD-ROM），软盘（商标），数字通用光盘（DVD）等。生物学信息监测设备 10 从记录媒介读取生物学信息监测程序并执行该程序。生物学信息监测程序被加载到主存储单元以产生软件单元。

或者，生物学信息监测程序可被存储在通过诸如因特网的网络连接到该计算机的另一台计算机上，并通过网络设备下载到该计算机。

虽然本发明已相关于特定的实施例予以描述，对该实施例仍可以进行各种修改和改进。

根据第一实施例的第一修改例的生物学信息监测系统 2 将在下文参考图 11 予以描述。虽然根据第一实施例的生物学信息监测系统 1 使用基于脉搏波的心率可变性得到自主指

数,但生物学信息监测系统2使用心电图得到心率可变性。根据第一修改例可得到与第一实施例相类似的结果。生物学信息监测系统2包括取代生物学信息监测系统1的脉搏波传感器200的心电图传感器202。用心电图传感器202得到心脏电位信号并且计算每次心跳的脉动。其它的结构和处理与生物学信息监测系统1完全相同。

根据第一实施例的第二修改例的生物学信息监测系统3将参考图12在下面予以描述。根据第一实施例的生物学信息监测系统1使用正好在目标脉搏间隔之前的四个脉搏间隔点并通过对四个点求平均计算aMSSD。然而,生物学信息监测系统3包括自主神经指数计算单元160,该自主神经指数计算单元160使用与目标脉搏间隔相邻的脉搏间隔。换句话说,例如,可以使用包括正好在目标间隔之前的两个点和正好在目标间隔之后的两个点的总数四个点,或者正好在目标间隔之后的连续四个点。

当采用第二修改例中的方法时,aMSSD根据等式5计算。

错误!不能通过编辑域代码创建对象。 (5)

根据第一实施例的第三修改例的生物学信息监测系统4将参考图14在下面予以描述。根据第一实施例的生物学信息监测系统1在平均脉搏间隔数据和脉搏间隔RR5之间的差的平方的基础上计算aMSSD。然而,生物学信息监测系统4包括自主神经指数计算单元162,该自主神经指数计算单元162在平均脉搏间隔数据和脉搏间隔RR5的差的绝对值的基础上计算aMSSD。

如图14所示,根据本发明的第二实施例的生物学信息监测系统5包括取代第一实施例中的传感器头20的垫传感器30,和取代第一实施例中的生物学信息监测设备10的生物学信息监测设备15。垫传感器30包括压力传感器300。生物学信息监测设备15包括取代根据第一实施例的生物学信息监测设备10的加速度传感器112和脉搏波监测单元116的心率监测单元150。

如图15所示,垫传感器30被铺在目标人睡的床31上的床垫32的表面上。垫传感器30探测目标人是否存在以及其身体的移动。垫传感器30被置于对应于目标人的胸部或腹部的位置,并且压力传感器300监测由目标人的移动带来的振动。心率和身体移动从监测结果探测。

垫传感器30用诸如聚二乙烯氟化物(polyvinylidene fluoride)的压电聚合物材料制成。垫传感器30是带状的带有附于压电聚合物薄膜的两个表面的柔性电极薄膜的压电元件。

根据第二实施例的身体移动监测单元114通过使信号通过滤波器和放大器用ADC把来

自垫传感器 30 的输出信号转换为数字信号。对于身体移动的频带合适的滤波器被使用。心率监测单元 150 也通过使信号通过滤波器和放大器用 ADC 把来自垫传感器 30 的输出信号转换为数字信号。对于心率的频带合适的滤波器被使用。

因此,生物学信息监测系统 5 监测心跳而不是第一实施例中的脉搏波。对监测结果的处理和第一实施例中的脉搏波相类似。心率和脉搏波的结果对于自主神经指数的数据在实际上完全相同。生物学信息监测系统 5 的其他结构和处理和生物学信息监测系统 1 完全相同。

如图 16 所示,根据本发明的第三实施例的生物学信息监测系统 6 包括取代第一实施例中的传感器头 20 的照相机 40,以及取代第一实施例中的生物学信息监测设备 10 的生物学信息监测设备 16。该生物学信息监测设备 16 包括取代生物学信息监测设备 10 的加速度传感器 112 和脉搏波监测单元 116 的图像差分计算单元 142 和心率监测单元 150。

目标人睡觉时盖的毯子的图像用照相机 40 拍摄。生物学信息监测设备 16 的图像差分计算单元 142 得到用照相机 40 拍摄的差分图像的时间序列。毯子与目标人的呼吸和心跳同步地轻微移动,从而通过计算在时间序列中各帧之间的差异及对每个像素的差进行累加而得到在移动中的变化量。当发生身体移动时,可以得到身体移动中的变化量。差分图像包含诸如呼吸和身体移动的各种移动的组合。根据第三实施例的身体移动监测单元 114 通过使用适合于身体移动的频带的滤波器过滤差分图像单独提取身体移动数据。类似地,心率监测单元 150 通过使用适合于心跳的频带的滤波器过滤差分图像单独提取心跳数据。

生物学信息监测设备 16 像生物学信息监测设备 15 一样处理用于例如计算自主神经指数的心跳数据而不是处理脉搏波数据。生物学信息监测系统 6 的其他结构和处理和根据其他实施例的生物学信息监测系统完全相同。

如图 17 所示,根据本发明的第四实施例的生物学信息监测系统 7 包括取代第一实施例中的松弛睡眠水平计算单元 136 的睡眠状态确定单元 144,和取代第一实施例中的生物学信息监测设备 10 的生物学信息监测设备 17。根据第四实施例的自主神经指数计算单元 134 除了计算 aMSSD 外还计算平均脉搏间隔的离差(dispersion)。指示该离差的数据被作为交感神经指数存入存储单元 104 中。更具体地,每一次在脉搏跳动被探测时计算得到的脉搏间隔的平均值被累积在存储单元 104 中。在预定时间段内(例如 1 分钟)脉搏间隔的平均值的标准偏差被计算。该标准偏差代表平均脉搏间隔的离差。该平均脉搏间隔的离差就是交感神经指数。

睡眠状态确定单元 144 在由自主神经指数计算单元 134 计算得到的一晚上的交感神经

指数和副交感神经指数的基础上确定睡眠状态。睡眠状态可以是快速眼动睡眠（REM 睡眠），轻度非 REM 睡眠和深度非 REM 睡眠中的任何一个状态。

如图 18 所示，当身体移动监测将要结束时（在步骤 S116 为“是”），生物学信息监测设备 17 使存储单元 104 存储在睡眠或清醒状态中的数据，该数据表示目标人在多个时间点上处于清醒还是睡眠状态的确定结果（步骤 S118）。

另外，aMSSD 被计算（步骤 S132），并且平均脉搏间隔的离差也被计算（步骤 S150）。aMSSD 和平均脉搏间隔的离差被计算的顺序可从图 18 中所示的顺序改变。

平均脉搏间隔的离差和 aMSSD 被分别作为交感神经指数和副交感神经指数存储在存储单元 104 中（步骤 S152）。当脉搏波数据监测将要结束时（步骤 S154），睡眠状态确定单元 144 在交感神经指数和副交感神经指数的基础上确定目标人的睡眠状态（步骤 S160）。睡眠状态的确定结果被显示在显示单元 102 上（步骤 S162）。睡眠指数被计算（步骤 S164），并且该睡眠指数被显示在显示单元 102 上（步骤 S166）。在该时间点，由生物学信息监测设备 17 进行的操作结束。

图 19 是在图 18 所示的步骤 S160 进行的确定睡眠状态的处理的详细流程图。睡眠状态确定单元 144 首先计算交感神经指数和副交感神经指数的标准偏差。然后，交感神经指数被抬高为十个点的移动平均值的幂。结果的值被认为是新的交感神经指数。像交感神经指数一样，副交感神经指数被抬高为每十个点的移动平均值的幂。结果的值被认为是新的副交感神经指数（步骤 S200）。

当该新交感神经指数小于第一阈值（在步骤 S202 为“是”），新交感神经指数小于第三阈值（在步骤 S204 为“是”），新副交感神经指数不小于第二阈值（在步骤 S206 为“否”），新副交感神经指数小于第四阈值（在步骤 S208 为“是”），以及新交感神经指数的标准偏差和新副交感神经指数的标准偏差的总和大于第五阈值（在步骤 S210 为“是”）时，睡眠状态确定单元 144 确定目标人的睡眠状态为 REM 睡眠（步骤 S212）。

当新副交感神经指数小于第二阈值（在步骤 S206 为“是”）时，睡眠状态确定单元 144 确定目标人的睡眠状态为深度非 REM 睡眠（步骤 S214）。当新交感神经指数不小于第三阈值（在步骤 S204 为“否”）时，睡眠状态确定单元 144 确定目标人的睡眠状态为轻度非 REM 睡眠（步骤 S216）。当新交感神经指数不小于第一阈值（在步骤 S202 为“否”）时，系统控制进行到步骤 S206。

当新副交感神经指数不小于第四阈值（在步骤 S208 为“否”），或新交感神经指数的标准偏差和新副交感神经指数的标准偏差的总和不大于第五阈值（在步骤 S210 为“否”）

时，睡眠状态确定单元 144 确定目标人的睡眠状态为轻度非 REM 睡眠（步骤 S216）。

第一到第五阈值可例如如下所述那样被设定。为目标人计算整个晚上的新交感神经指数，新副交感神经指数，以及新交感神经指数的标准偏差和新副交感神经指数的标准偏差的总和。从上述每三个指数的分布中选择两个具有高密度的点。来自新交感神经指数的两个点的中点代表第一和第三阈值；来自新副交感神经指数的两个点的中点代表第二和第四阈值；以及来自总和的两个点的中点代表第五阈值。

在步骤 S162，显示单元 102 在显示屏上显示图 20 所示的曲线图，该曲线图表示睡眠状态按小时的变化。

其他结构和处理和根据其他实施例的生物学信息监测系统完全相同。

如图 21 所示，诸如睡眠小时，每个睡眠状态的比率以及身体移动次数的指数可被显示在显示单元 102 的显示屏上取代图 20 中所示的曲线图表示。

脉搏波幅度的离差可取代平均脉搏间隔的离差被用作新交感神经指数。

如图 22 所示，当应用脉搏波幅度的离差时，脉搏波传感器 200 开始监测目标人的脉搏波数据（步骤 S120），脉搏波形幅度被计算（步骤 S170）。还有，脉搏波幅度的离差取代平均脉搏间隔的离差被计算（步骤 S172）。更具体地，脉搏波幅度的离差表示在例如 1 分钟的预定时间段内脉搏波放大器的标准偏差。脉搏波幅度的离差和 aMSSD 被分别作为新交感神经指数和新副交感神经指数存入存储单元 104 中（步骤 S174）。

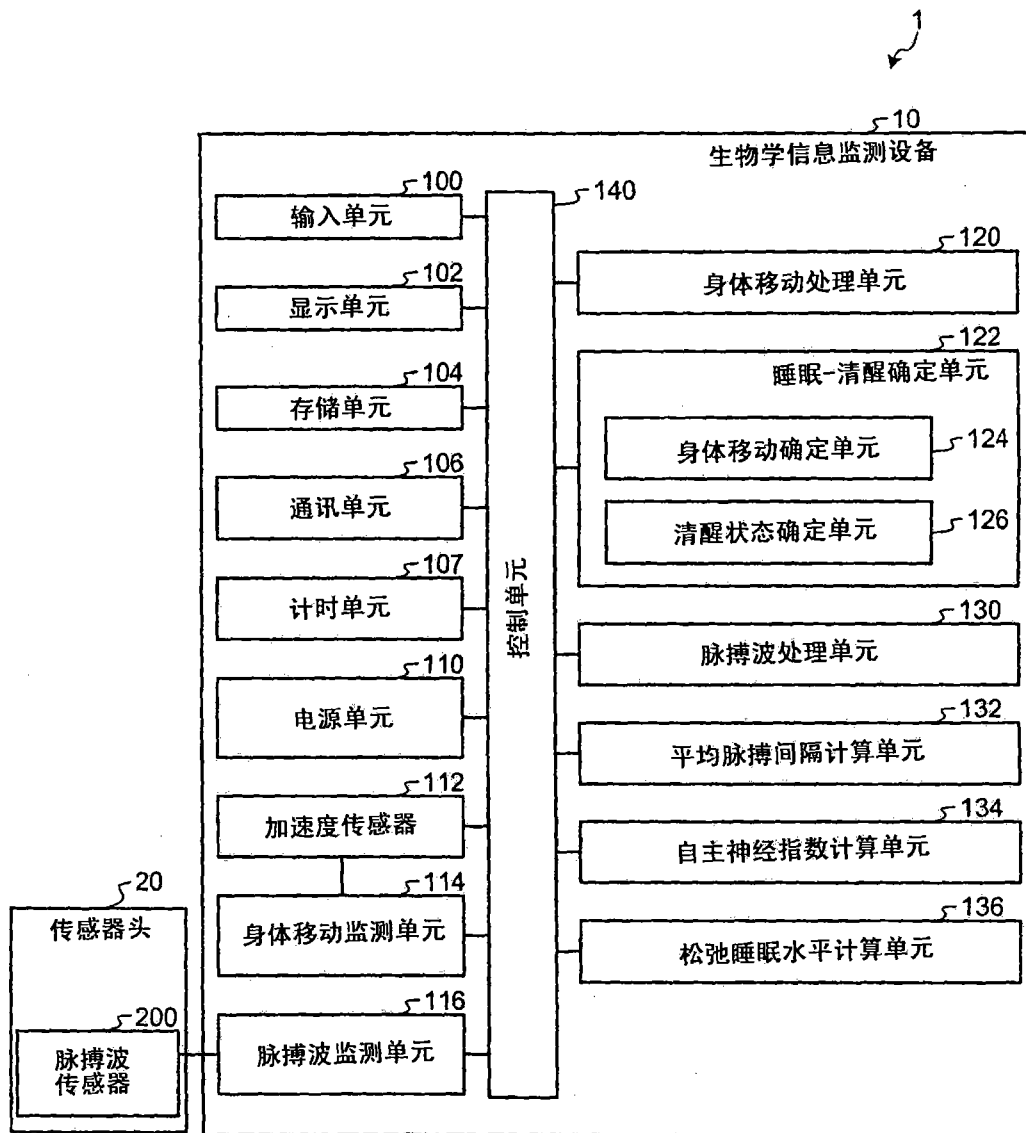


图 1

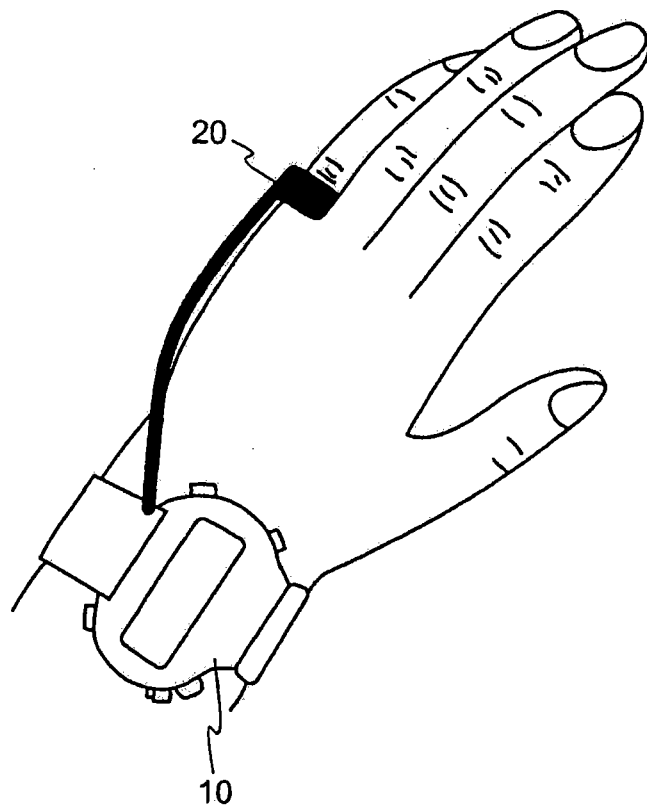


图 2

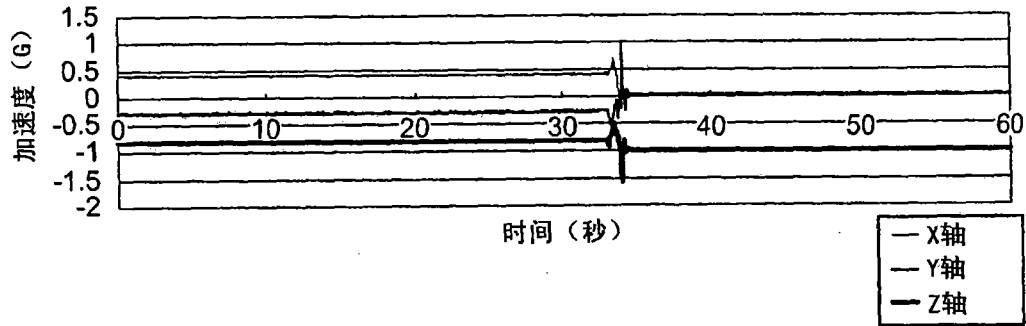


图 3A

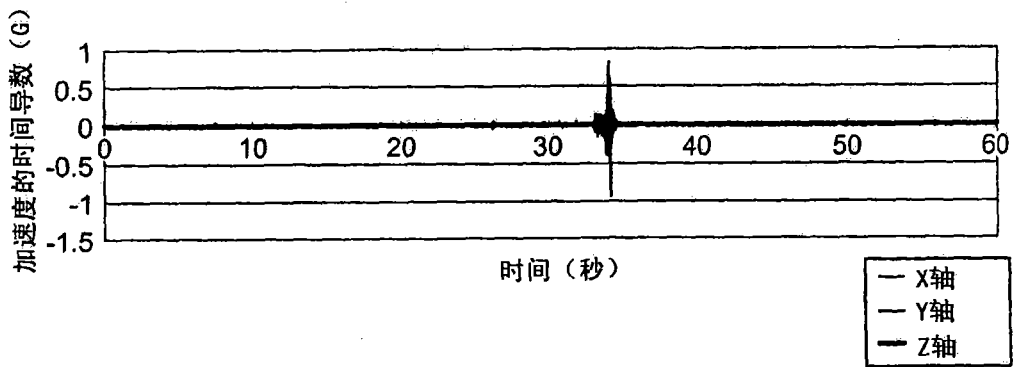


图 3B

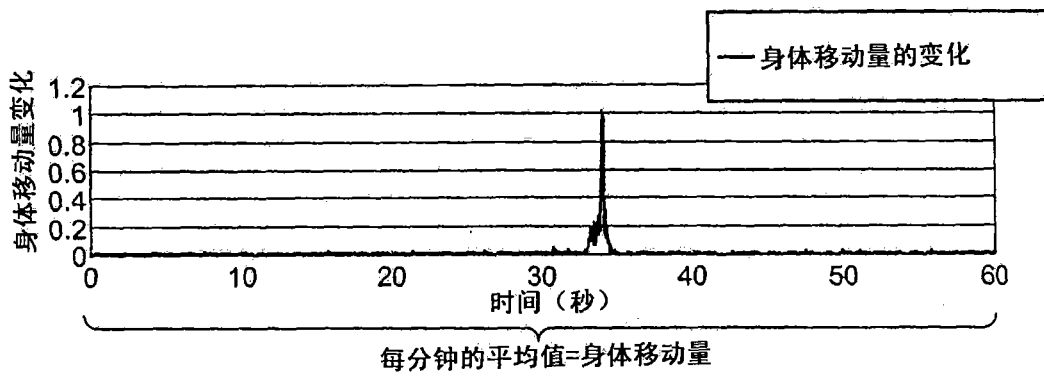


图 3C

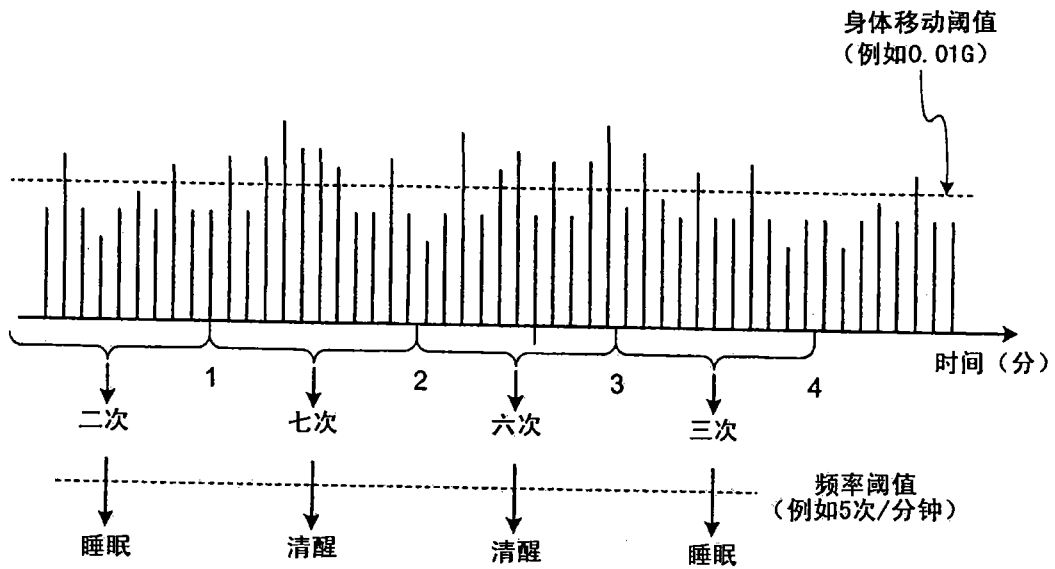


图 4

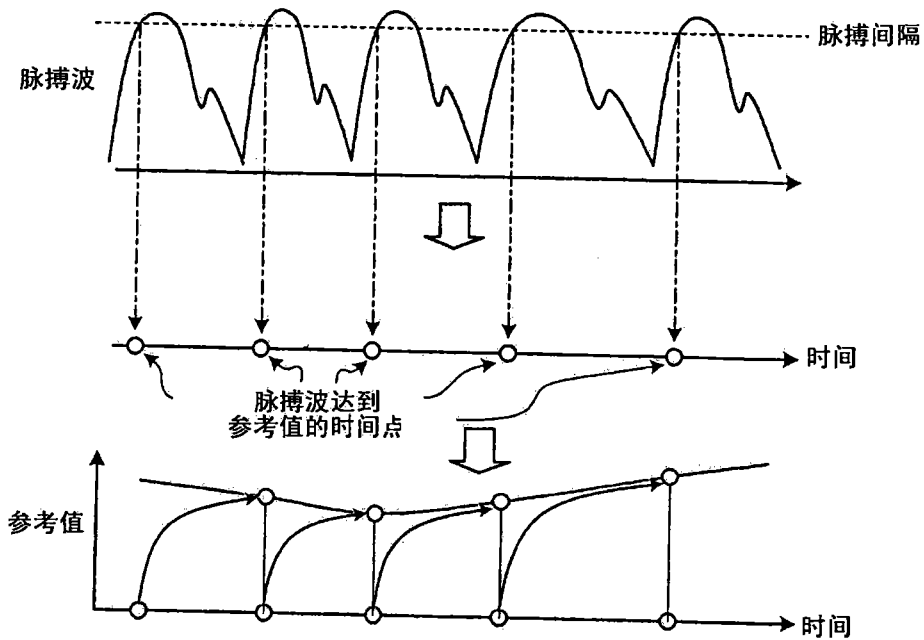


图 5

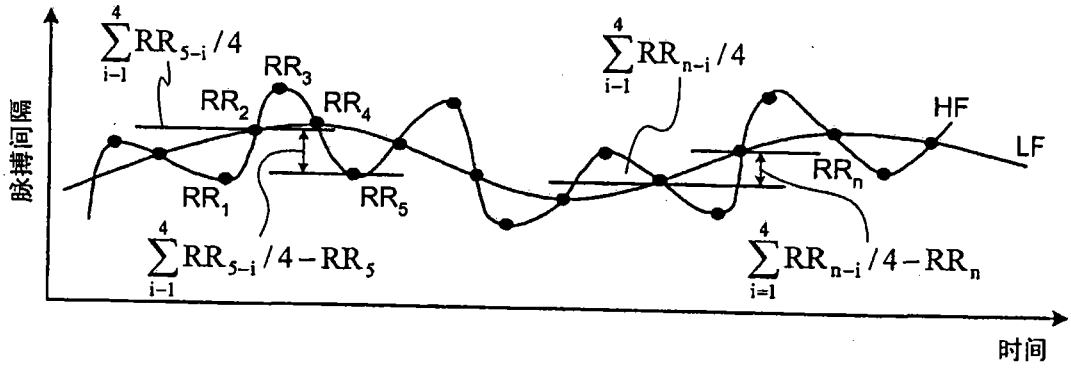


图 6

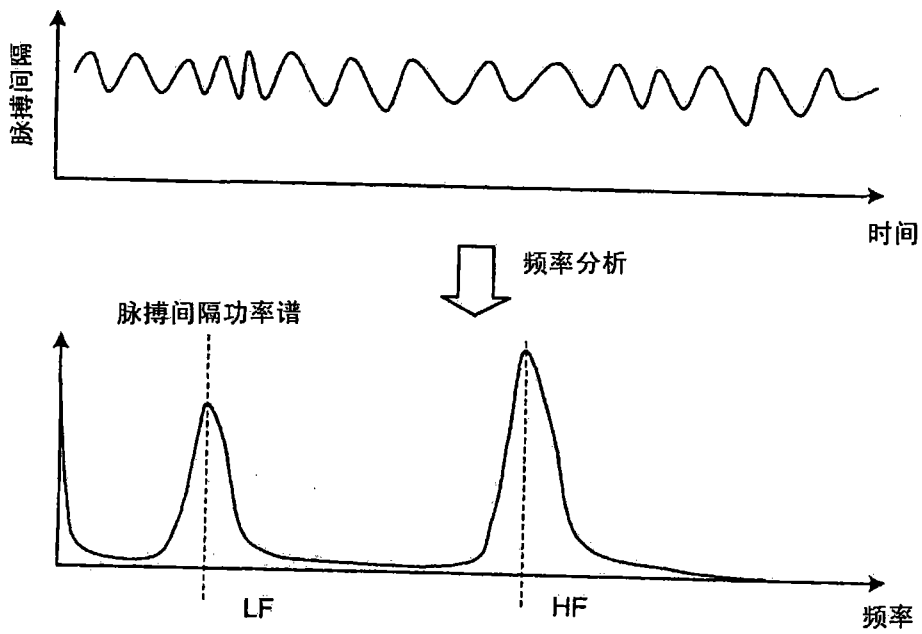


图 7

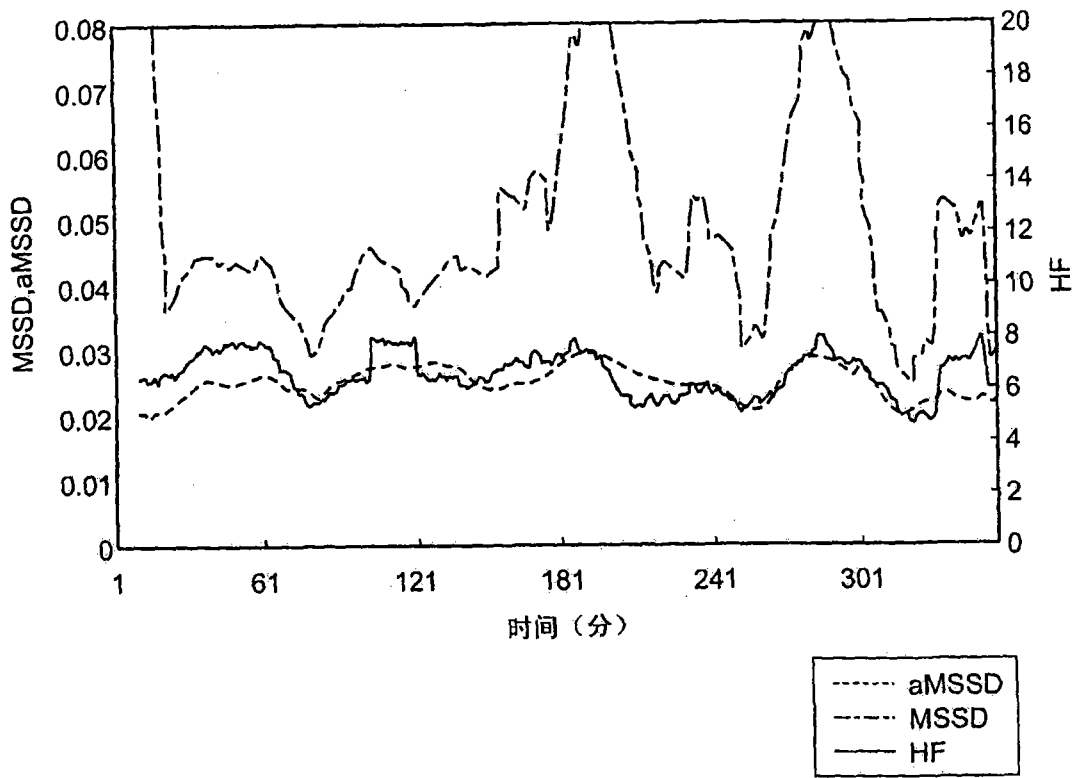


图 8

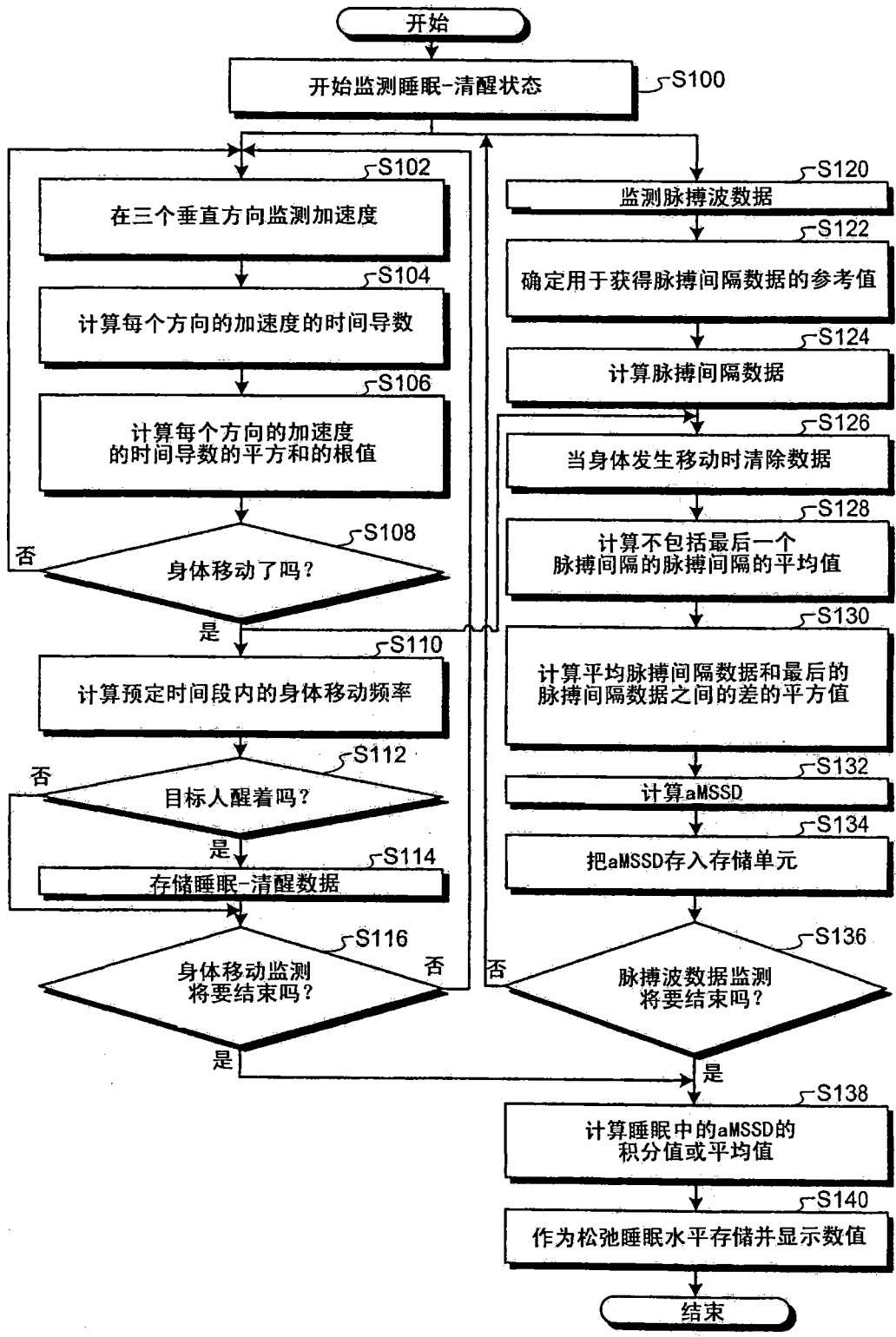


图 9

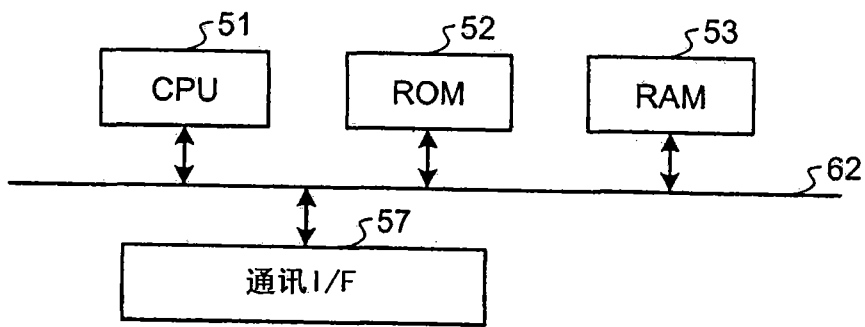


图 10

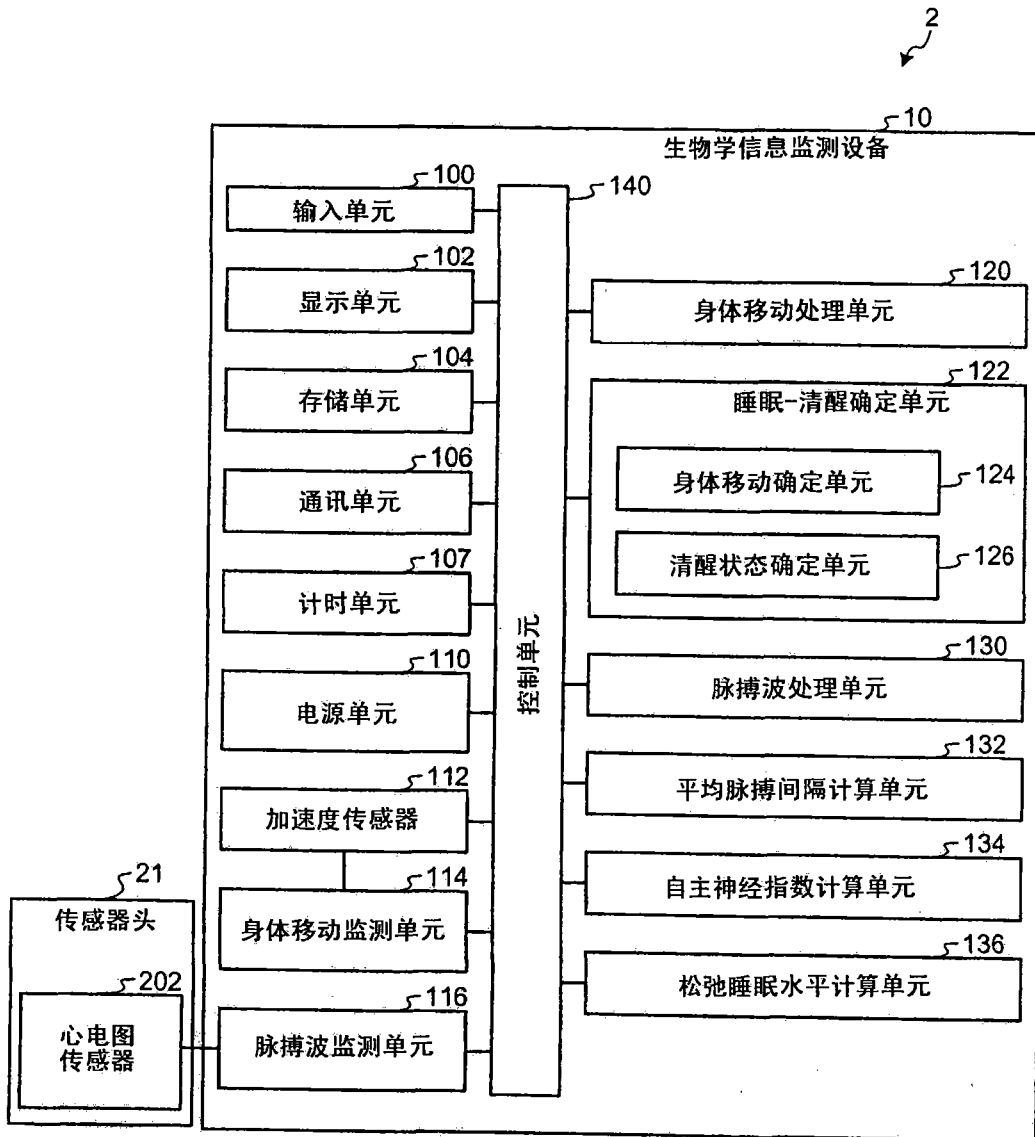


图 11

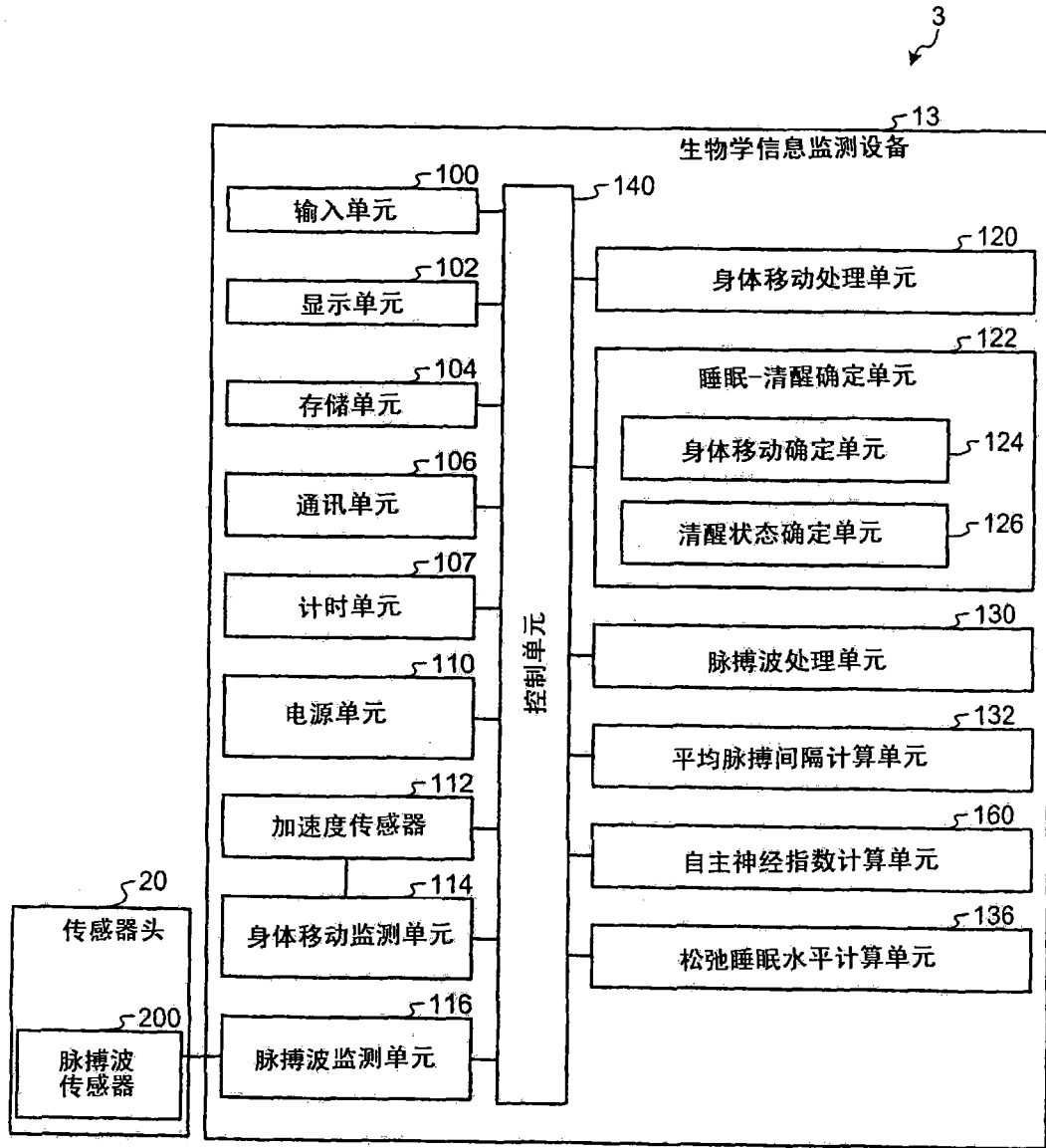


图 12

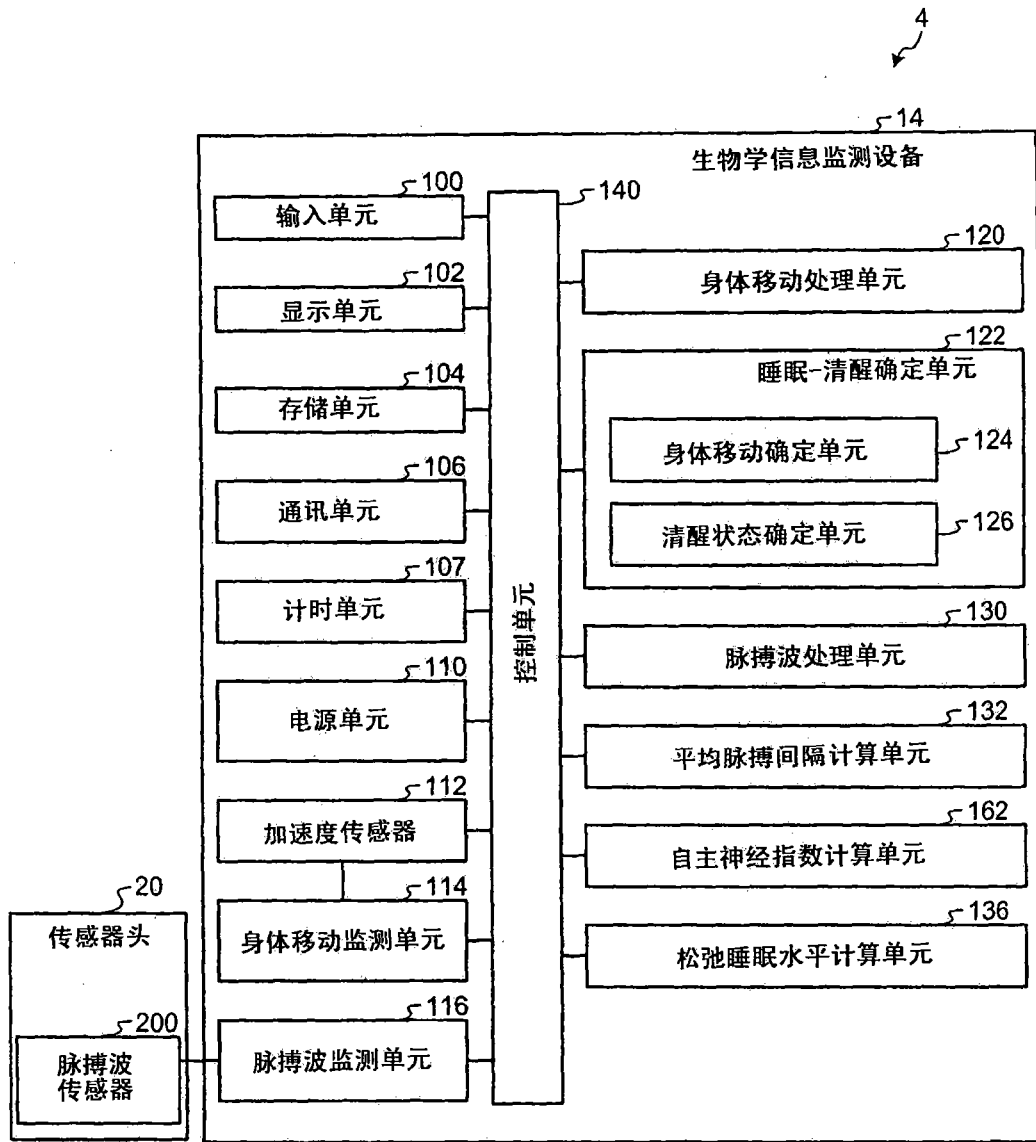


图 13

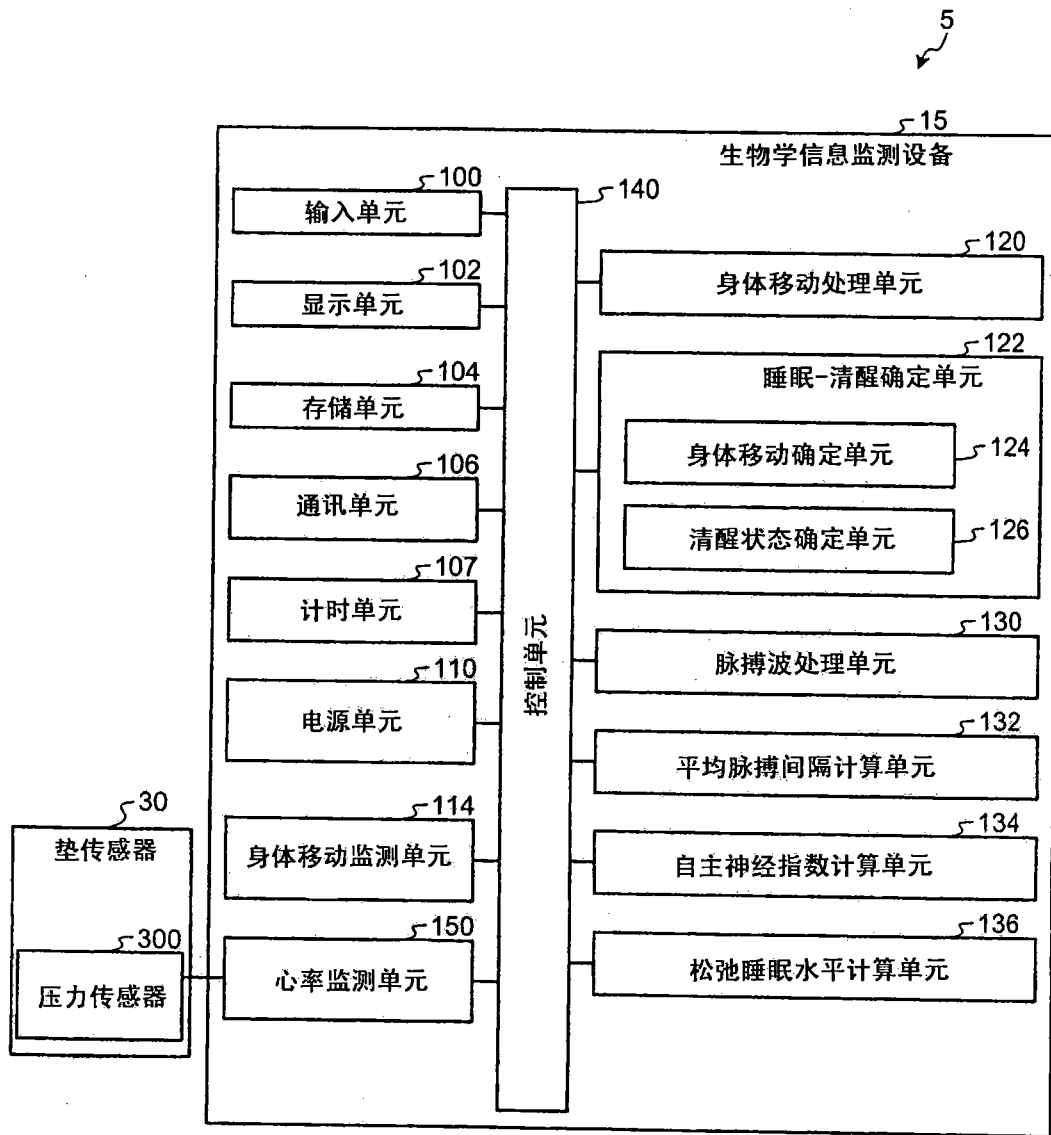


图 14

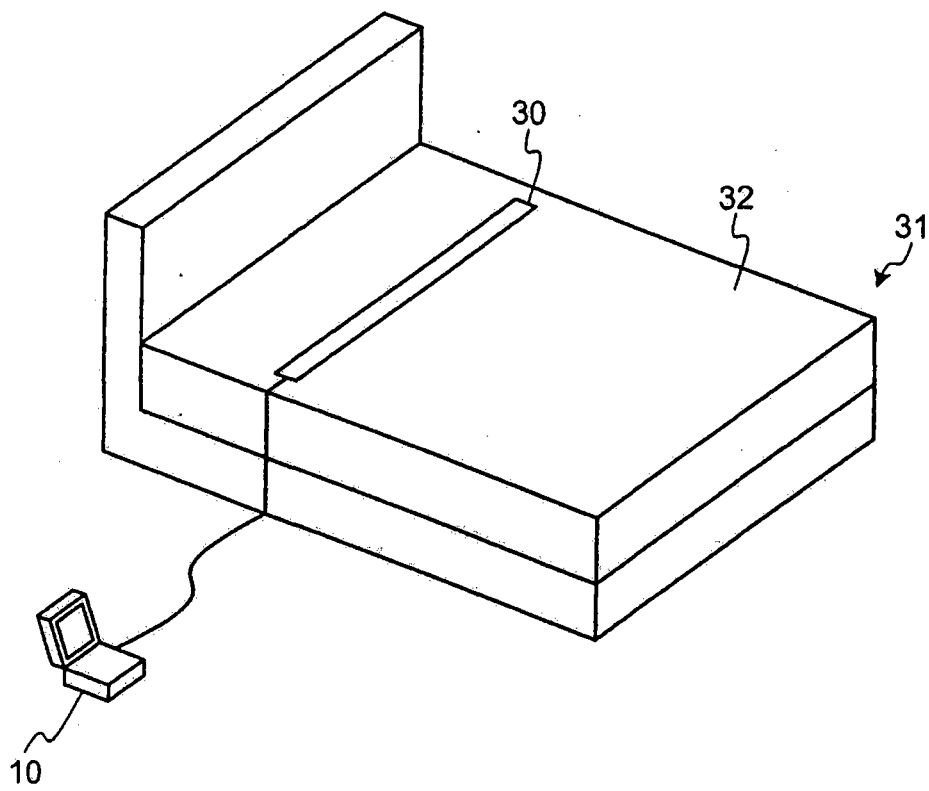


图 15

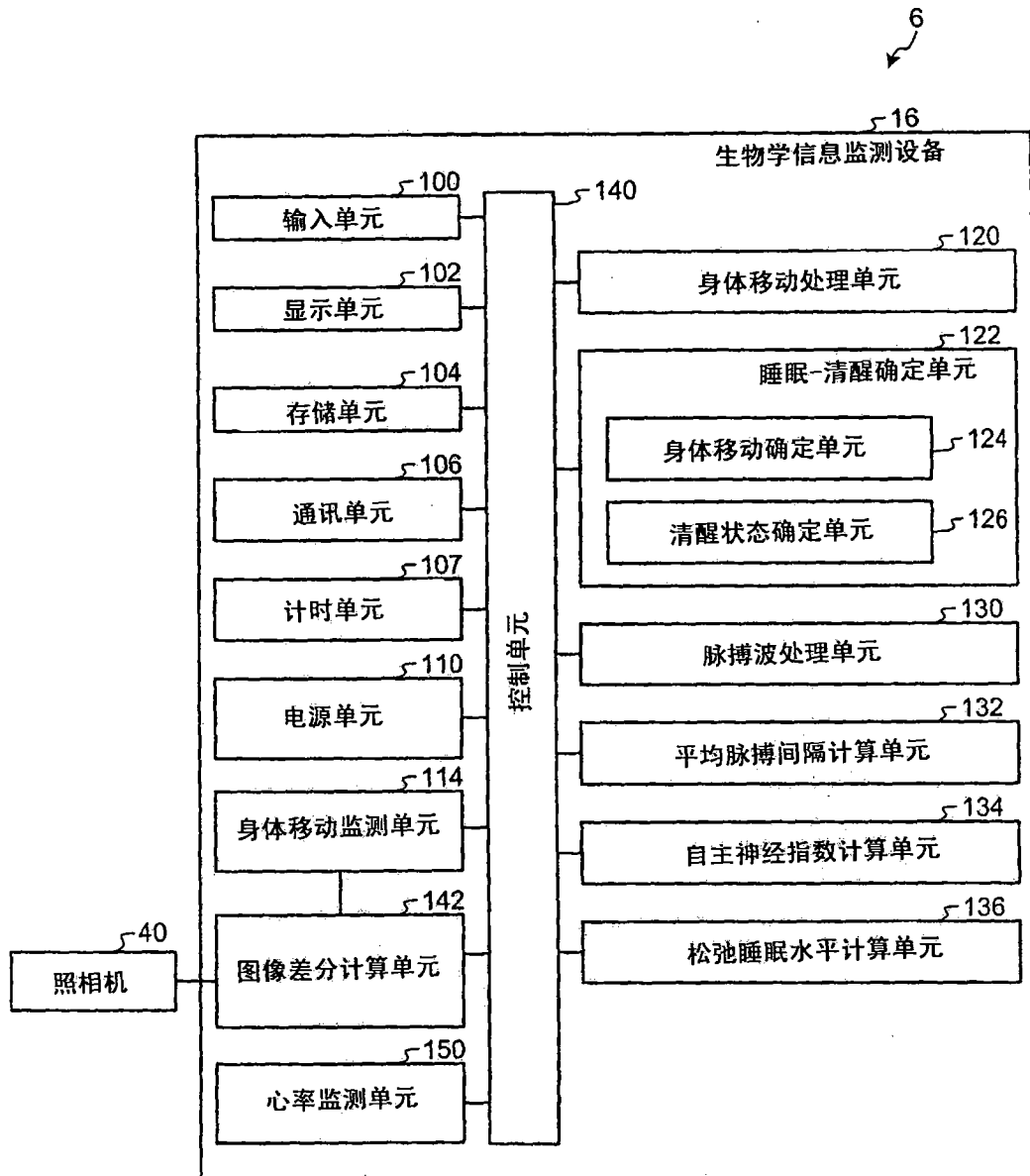


图 16

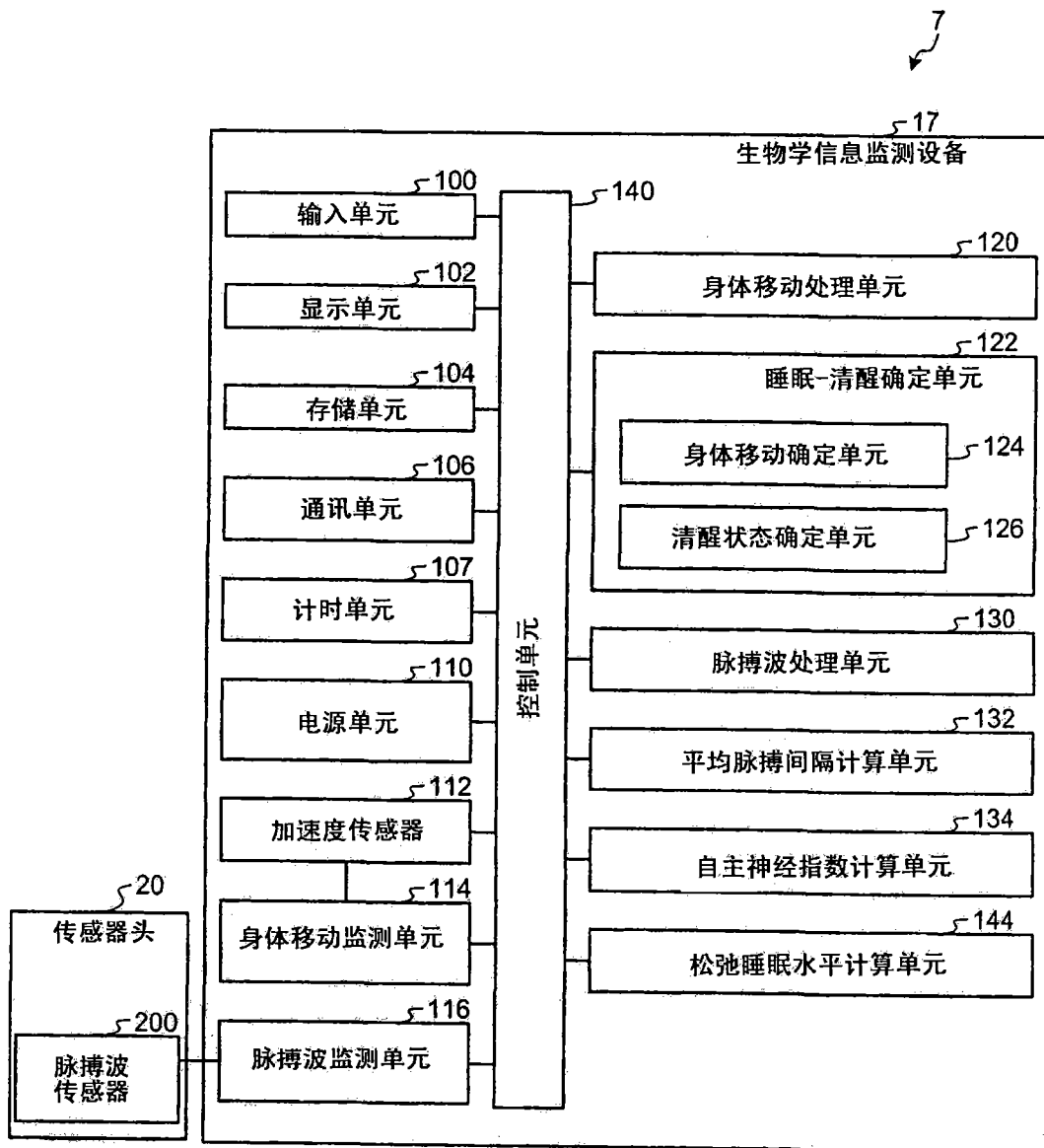


图 17

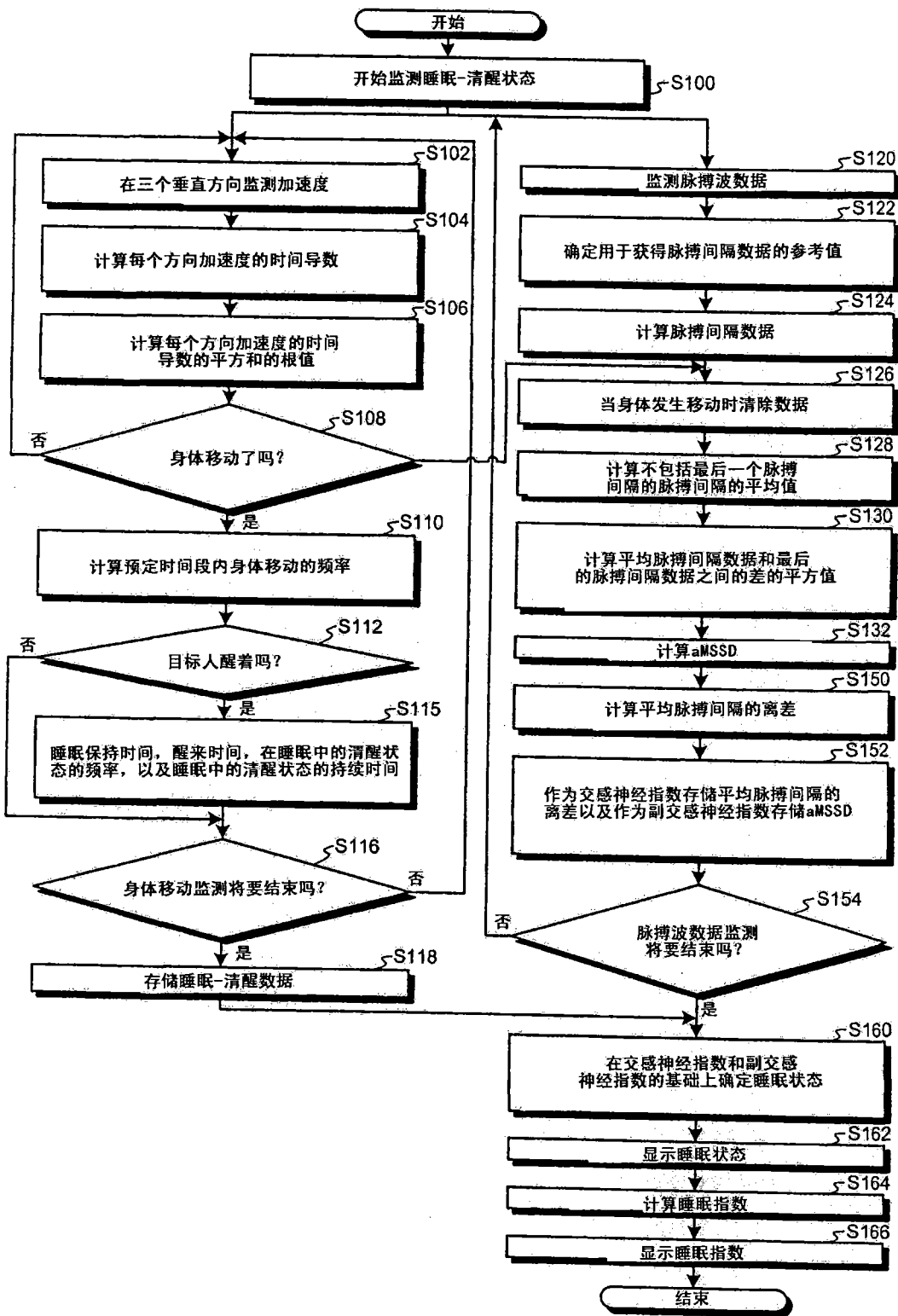


图 18

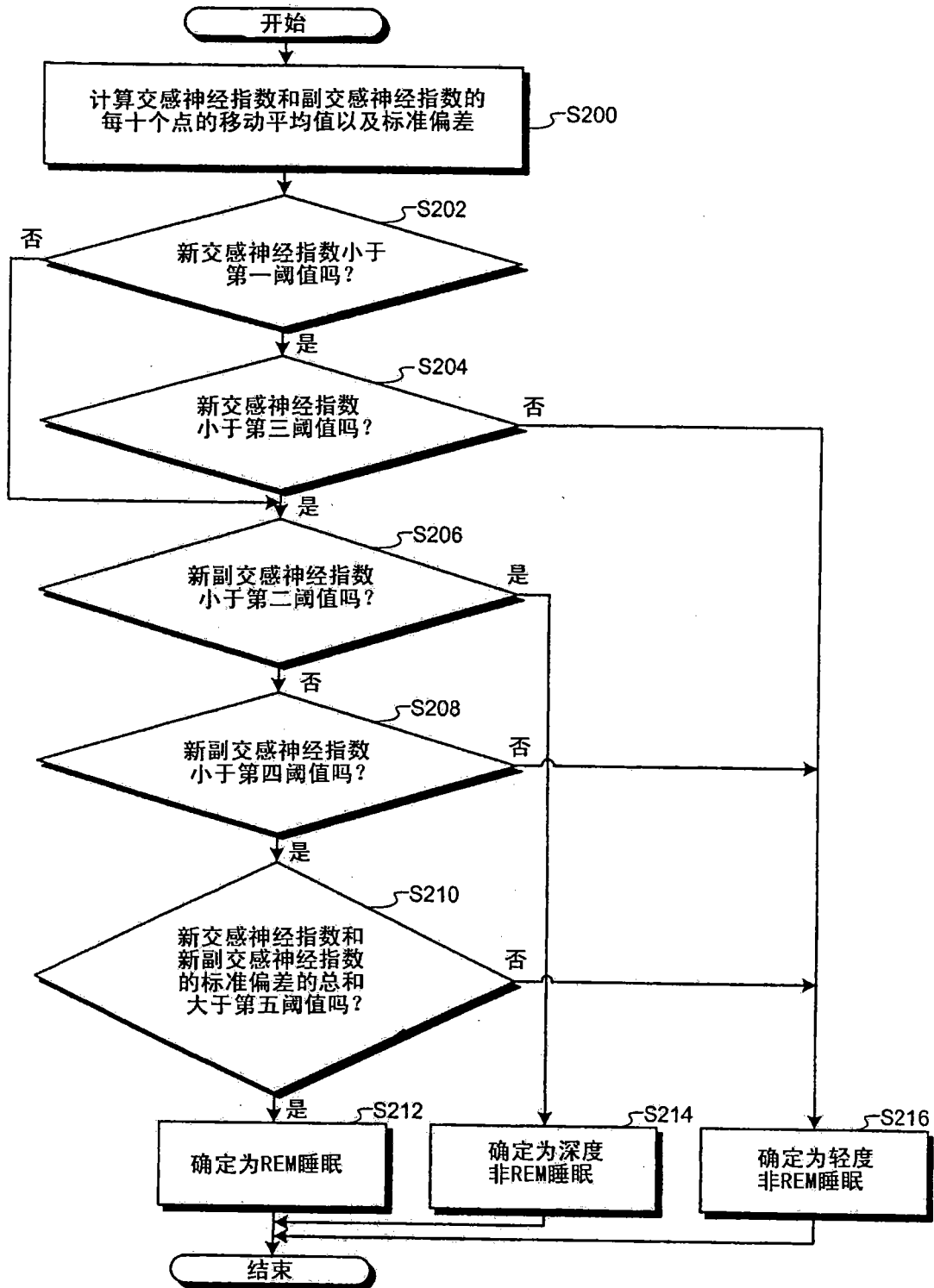


图 19

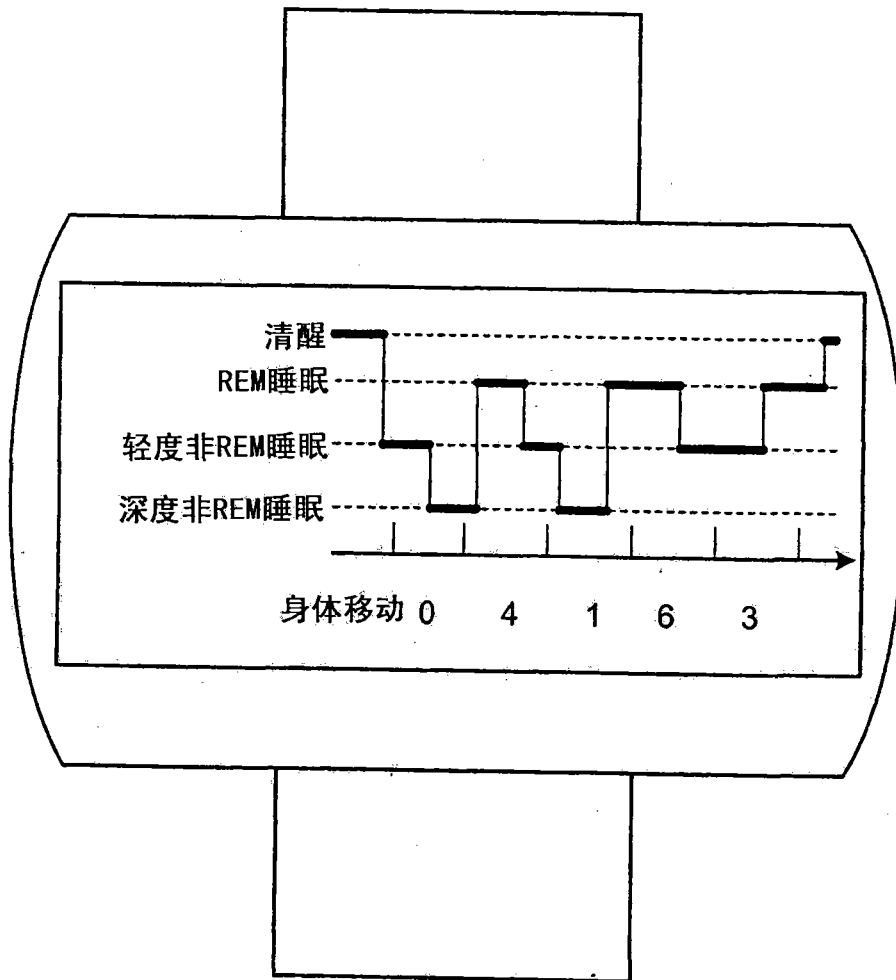


图 20

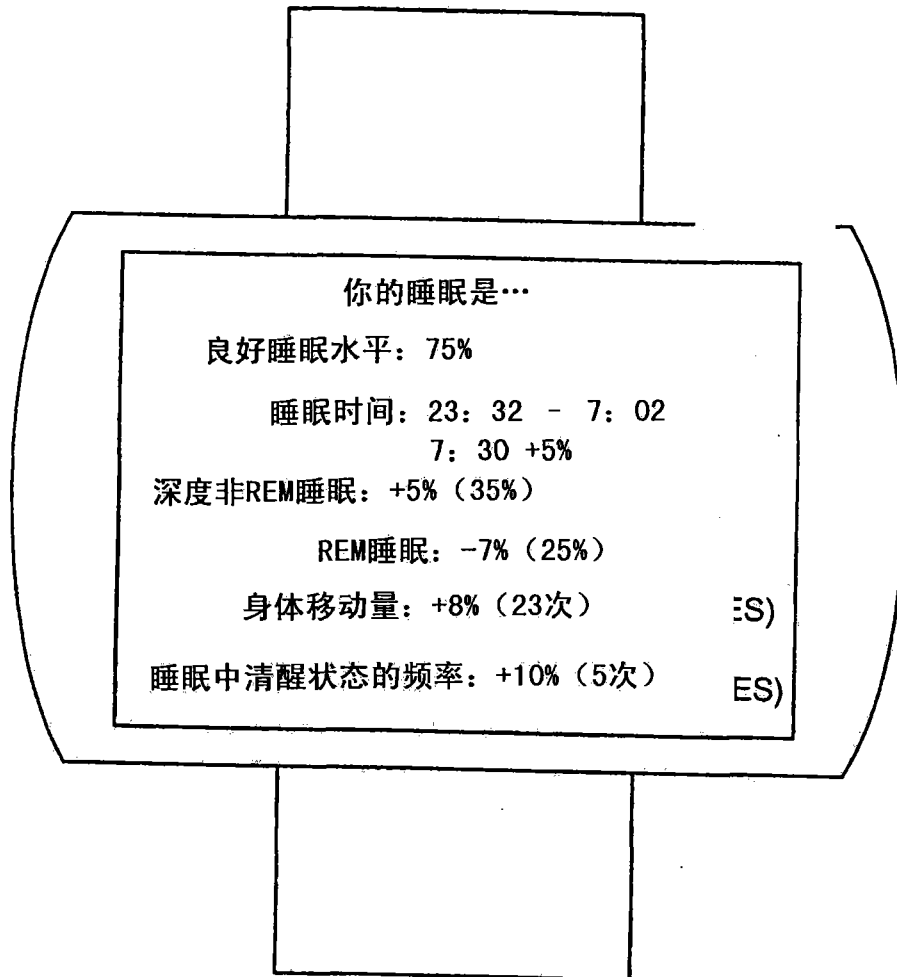


图 21

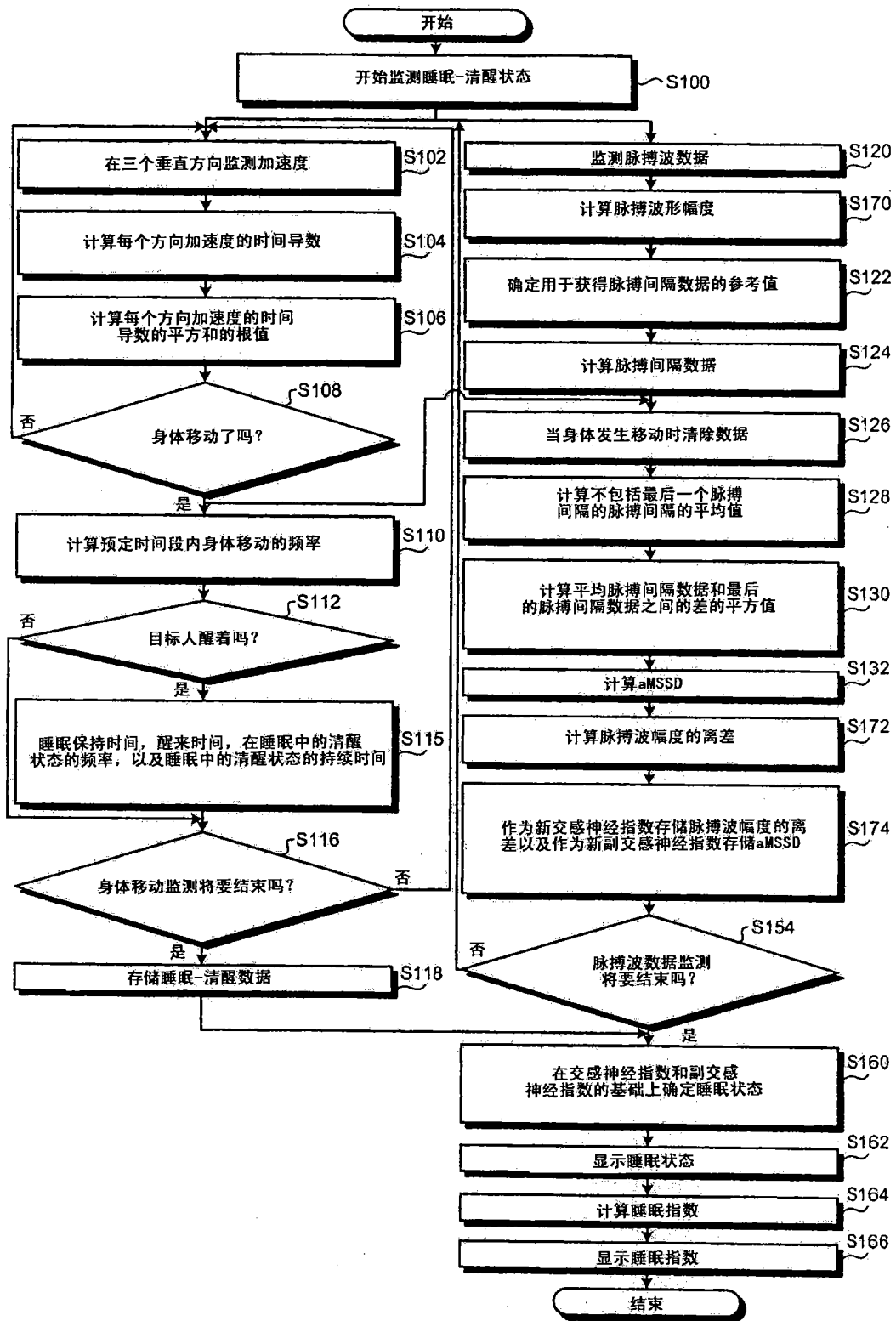


图 22

专利名称(译)	监测生物学信息的设备和方法		
公开(公告)号	CN101095612A	公开(公告)日	2008-01-02
申请号	CN200710127949.8	申请日	2007-06-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
[标]发明人	铃木琢治 大内一成		
发明人	铃木琢治 大内一成		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/024 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/0245 A61B5/11 A61B5/16		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/1101 A61B5/6838 A61B2562/0219 A61B5/6826 A61B5/4035 A61B5/4041		
代理人(译)	徐申民 张惠萍		
优先权	2006178644 2006-06-28 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

生物学信息监测设备包括探测目标人的脉搏间隔的探测单元。另外，第一计算单元计算作为在第一时间段内的脉搏间隔的平均值的平均脉搏间隔。第一时间段基于目标脉搏间隔而决定。最后，第二计算单元基于平均脉搏间隔和目标脉搏间隔之间的差计算副交感神经指数。

