(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 115968271 A
(43)申请公布日 2023.04.14

(21)申请号 202180051402.2
(22)申请日 2021.09.07
(30)优先权数据
2020-164428 2020.09.30 JP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.02.21
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2021/032826 2021.09.07
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2022/070802 JA 2022.04.07
(71)申请人 住友理工株式会社
地址 日本爱知县
(72)发明人 村山胜 山本裕和 大上直哉 志村凉
(74)专利代理机构 北京聿宏知识产权代理有限公司 11372
专利代理师 吴大建 霍玉娟
(51)Int.Cl.
A61B 5/113(2006.01)

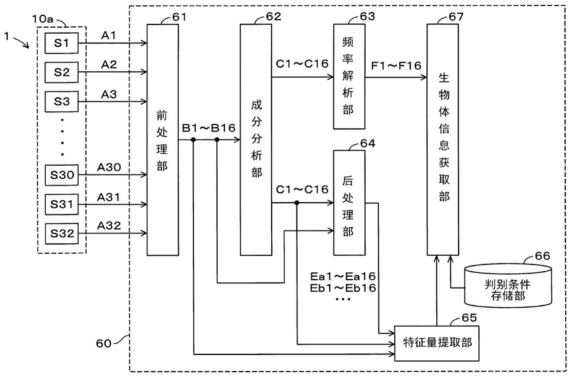
权利要求书3页 说明书13页 附图13页

(54)发明名称

生物体信息测量装置

(57)摘要

生物体信息测量装置(1)具备:多个传感器(S1～S32),它们分别获取包含生物体信息以及噪声信息的基础信号(A1～A32);以及处理装置(60),其基于多个基础信号(S1～S32)来获取生物体信息。处理装置(60)具备:成分分析部(62),其基于多个基础信号(A1～A32)进行预定的成分分析,生成构成多个基础信号(A1～A32)的多个成分信号(C1～C16);以及生物体信息获取部(67),其进行成分信号(C1～C16)是否为生物体信息的判定。



CN 115968271 A

1.一种生物体信息测量装置,其中,

所述生物体信息测量装置具备:

多个传感器,它们分别获取包含生物体信息以及噪声信息的基础信号;以及

处理装置,其基于多个所述基础信号来获取生物体信息,

所述处理装置具备:

成分分析部,其基于多个所述基础信号进行预定的成分分析,生成构成多个所述基础信号的多个成分信号;以及

生物体信息获取部,其进行所述成分信号是否为所述生物体信息的判定。

2.根据权利要求1所述的生物体信息测量装置,其中,

所述处理装置还具备前处理部,所述前处理部对多个所述基础信号进行预定的前处理作为所述预定的成分分析的前处理,生成多个前处理完毕信号,

所述成分分析部基于多个所述前处理完毕信号,生成多个所述成分信号。

3.根据权利要求2所述的生物体信息测量装置,其中,所述预定的前处理是积分处理、趋势除去处理、数据截取处理、频率滤波处理、相位差调整处理以及一部分信号选择处理中的至少一个。

4.根据权利要求3所述的生物体信息测量装置,其中,所述预定的前处理包含趋势除去处理以及数据截取处理。

5.根据权利要求1～4中任一项所述的生物体信息测量装置,其中,所述成分分析部基于多个所述基础信号,进行主成分分析、独立成分分析以及奇异值分解中的任一个,生成多个所述成分信号。

6.根据权利要求2～4中任一项所述的生物体信息测量装置,其中,所述成分分析部基于多个所述前处理完毕信号,进行主成分分析、独立成分分析以及奇异值分解中的任一个,生成多个所述成分信号。

7.根据权利要求1～6中任一项所述的生物体信息测量装置,其中,所述处理装置还具备后处理部,所述后处理部对多个所述成分信号进行预定的后处理作为所述预定的成分分析的后处理,生成多个后处理完毕信号。

8.根据权利要求7所述的生物体信息测量装置,其中,所述预定的后处理是微分处理、频率解析处理、小波变换处理、积分处理、相关处理以及频率滤波处理中的至少一个。

9.根据权利要求1～8中任一项所述的生物体信息测量装置,其中,

所述处理装置还具备特征量提取部,所述特征量提取部基于所述基础信号以及所述成分信号中的至少一个,提取与所述成分信号关联的特征量,

所述生物体信息获取部基于所述成分信号以及所述特征量,进行所述成分信号是否为所述生物体信息的判定。

10.根据权利要求2～4、6中任一项所述的生物体信息测量装置,其中,

所述处理装置还具备特征量提取部,所述特征量提取部基于所述前处理完毕信号以及所述成分信号中的至少一个,提取与所述成分信号关联的特征量,

所述生物体信息获取部基于所述成分信号以及所述特征量,进行所述成分信号是否为所述生物体信息的判定。

11.根据权利要求7或8所述的生物体信息测量装置,其中,

所述处理装置还具备特征量提取部，所述特征量提取部基于所述基础信号、所述成分信号以及所述后处理完毕成分信号中的至少一个，提取与所述成分信号关联的特征量，

所述生物体信息获取部基于所述成分信号以及所述特征量，进行所述成分信号是否为所述生物体信息的判定。

12.根据权利要求2～4、6中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，

所述处理装置还具备：

后处理部，其对多个所述成分信号进行预定的后处理作为所述预定的成分分析的后处理，生成多个后处理完毕信号；以及

特征量提取部，其基于所述前处理完毕信号以及所述后处理完毕信号中的至少一个，提取与所述成分信号关联的特征量，

所述生物体信息获取部基于所述成分信号以及所述特征量，进行所述成分信号是否为所述生物体信息的判定。

13.根据权利要求9～12中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，

所述处理装置还具备判别条件存储部，所述判别条件存储部存储基于所述成分信号以及所述特征量来进行所述成分信号是否为所述生物体信息的判定的判别条件，

所述生物体信息获取部基于所述成分信号、所述特征量以及所述判别条件，进行所述成分信号是否为所述生物体信息的判定。

14.根据权利要求13所述的生物体信息测量装置，其中，

所述处理装置还具备频率解析部，所述频率解析部通过对多个所述成分信号进行频率解析来生成功率谱，并基于所述功率谱获取所述成分信号各自的主要频率作为所述生物体信息的候选，

所述生物体信息获取部从多个所述主要频率中选择所述生物体信息。

15.根据权利要求9～14中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，所述特征量是用于特征量提取的信号中的最大值、最小值、平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度中的至少一个。

16.根据权利要求9～15中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，所述特征量是用于特征量提取的信号中的n阶微分(n为自然数)的最大值、最小值、平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度中的至少一个。

17.根据权利要求9～16中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，所述特征量是所述基础信号与所述成分信号的相关系数、所述基础信号的n阶微分(n为自然数)与所述成分信号、所述基础信号与所述成分信号的n阶微分(n为自然数)、所述基础信号与所述成分信号各自的n阶微分(n为自然数)彼此的相关系数中的至少任一个。

18.根据权利要求9～17中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，所述特征量是主成分分析或独立成分分析中的所述成分信号的成分位次。

19.根据权利要求9～18中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，所述特征量是针对各个所述成分信号的主成分分析或独立成分分析中的成分频率。

20.根据权利要求14所述的生物体信息测量装置，其中，所述特征量是基于所述功率谱中的所述主要频率的信号强度而得到的值。

21.根据权利要求9～20中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，

所述特征量提取部通过对所述基础信号、所述成分信号、所述基础信号的n阶微分(n为自然数)以及所述成分信号的n阶微分(n为自然数)中的至少一个进行频率解析来生成功率谱，

所述特征量是所述功率谱的最大峰值频率、所述功率谱的信号强度的平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度中的至少一个。

22.根据权利要求1～21中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，在判定为是所述生物体信息的所述成分信号存在多个的情况下，所述生物体信息获取部基于判定为是所述生物体信息的多个所述生物体信息的算术平均来决定一个所述生物体信息。

23.根据权利要求13所述的生物体信息测量装置，其中，

所述判别条件存储部存储判别模型，所述判别模型定义所述判别条件，且输出判别分数，所述判别分数是多个所述成分信号各自是否为所述生物体信息的判定值，

所述生物体信息获取部基于考虑了多个所述成分信号各自的所述判别分数的加权平均，决定一个所述生物体信息。

24.根据权利要求23所述的生物体信息测量装置，其中，在所述加权平均中，将对所述判别分数乘以归一化指数函数而得到的值设为权重。

25.根据权利要求13所述的生物体信息测量装置，其中，

所述判别条件存储部存储判别模型，所述判别模型定义所述判别条件，且输出判别分数，所述判别分数是多个所述成分信号各自是否为所述生物体信息的判定值，

所述生物体信息获取部将所述判别分数最大的所述成分信号决定为一个所述生物体信息。

26.根据权利要求1～21中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，在判定为是所述生物体信息的所述成分信号存在多个的情况下，所述生物体信息获取部基于考虑了针对判定为是所述生物体信息的多个所述成分信号的主成分分析或者独立成分分析中的所述成分信号的成分位次的加权平均，决定一个所述生物体信息。

27.根据权利要求1～26中任一项所述的生物体信息测量装置，其中，所述传感器是静电电容传感器、压电传感器、多普勒传感器中的任一个。

生物体信息测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生物体信息测量装置。

背景技术

[0002] 在专利文献1中记载了同时检测对象者的体压分布和脉波的测量装置。在专利文献2中记载了基于由对象者产生的压力传感器元件的检测值来计算心率、呼吸频率等生物体信息。

[0003] 在专利文献3中记载了如下内容:根据拍摄对象者而得到的图像数据,基于多个光波长成分的时间序列数据计算各光波长成分的平均,对平均应用独立成分分析而求出多个独立信号,根据求出的多个独立信号检测心率、呼吸频率。

[0004] 在专利文献4中记载了一种血压测定装置,该血压测定装置具备:多个识别机构,它们基于针对每个预定的血压通过事先学习而得到的生物体信息的特征量与血压之间的关系,针对生物体信息的特征量,对与该特征量对应的血压是否小于预定的血压以上进行二值化判别;以及二值化判别机构,其在进行血压的推定的情况下,使用识别机构,针对通过测定而得到的生物体信息的特征量,针对多个不同的预定的血压分别进行二值化判别。

[0005] 在专利文献5中记载了对来自多个压力传感器的检测信号的时间序列数据进行主成分分析,计算与呼吸信号的接收增益相当的模式矢量。在专利文献6中记载了对在多个提取条件下提取出的多个提取数据进行独立成分分析、主成分分析、奇异值分解等分析处理。

[0006] 在专利文献7中记载了如下内容:使用以输入测量出的脉波信号来再生具有与生物体的心跳同步的振幅的峰值的脉波的方式进行学习的神经网络,根据由神经网络再生的脉波来计算脉波数。在专利文献8中记载了如下内容:向用于从测量信息中获取表示被测者的状态的生物体信息的预先学习到的学习完毕模型进行输入,从而获取被测者的生物体信息。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本特开2017-176498号公报

[0010] 专利文献2:日本特开2017-176499号公报

[0011] 专利文献3:日本专利第5672144号公报

[0012] 专利文献4:日本专利第5218139号公报

[0013] 专利文献5:日本特开2017-140187号公报

[0014] 专利文献6:国际公开第2019-208388号

[0015] 专利文献7:日本专利第4320925号公报

[0016] 专利文献8:日本特开2020-48674号公报

发明内容

[0017] 发明所要解决的问题

[0018] 然而，在测量车辆的乘员的生物体信息的情况下，由于车辆自身的振动被检测为噪声，因此不容易高精度地测量生物体信息。特别是，在车辆行驶时，伴随着行驶的振动的频带与人的生物体信息的频带在一部分中共通，因此无法通过频率滤波器(带通滤波器等)来区分生物体信息和噪声信息。

[0019] 本发明是鉴于上述问题而完成的，其目的在于提供一种生物体信息测量装置，其通过进行能够区分生物体信息和噪声信息的处理，能够高精度地测量生物体信息。

[0020] 用于解决问题的手段

[0021] 本发明的一个方式在于生物体信息测量装置，其中，

[0022] 所述生物体信息测量装置具备：

[0023] 多个传感器，它们分别获取包含生物体信息以及噪声信息的基础信号；以及

[0024] 处理装置，其基于多个所述基础信号来获取生物体信息，

[0025] 所述处理装置具备：

[0026] 成分分析部，其基于多个所述基础信号进行预定的成分分析，生成构成多个所述基础信号的多个成分信号；以及

[0027] 生物体信息获取部，其进行所述成分信号是否为所述生物体信息的判定。

[0028] 发明效果

[0029] 处理装置的成分分析部基于多个基础信号进行预定的成分分析，由此生成构成多个基础信号的多个成分信号。即，所生成的多个成分信号的一部分成为以生物体信息为主的信号，另一部分成为以噪声信息为主的信号等。即，即使基础信号除了生物体信息之外还包含噪声信息，多个成分信号也成为将生物体信息和噪声信息分开的信号。

[0030] 然后，处理装置的生物体信息获取部进行成分信号是否为生物体信息的判定。即，生物体信息获取部通过对多个成分信号分别进行判定，来判定多个成分信号中的哪个成分信号是以生物体信息为主的信号。因此，生物体信息测量装置能够高精度地测量生物体信息。

附图说明

[0031] 图1是生物体信息测量装置的整体结构图。

[0032] 图2是传感器单元的安装位置的说明图。

[0033] 图3是传感器单元的分解立体图。

[0034] 图4是表示基础信号A的图表。

[0035] 图5是生物体信息测量装置的功能块结构图。

[0036] 图6是构成生物体信息测量装置的前处理部的功能块结构图。

[0037] 图7是构成生物体信息测量装置的后处理部的功能块结构图。

[0038] 图8是表示成分信号C的图表。

[0039] 图9是表示成分信号C的功率谱D的图表。

[0040] 图10是表示特征量的候选的图。

[0041] 图11是表示特征量的候选的图。

[0042] 图12是表示特征量的候选的图。

[0043] 图13是表示特征量的候选的图。

[0044] 图14是表示构成生物体信息测量装置的生物体信息获取部的处理的流程图。

[0045] 图15是表示归一化指数函数(Softmax函数)的图。

[0046] 图16是在预定的时间范围内绘制了各时刻的第二次候选的图表。

[0047] 图17是将图16的图表中的从时刻200msec到300msec的范围放大后的图表。

[0048] 图18是表示在预定的时间范围内连接了各绘制点的连续线的图表。

[0049] 图19是将图18的图表中的从时刻200msec到300msec的范围放大后的图表。

[0050] 图20是表示在预定的时间范围内滤波后连续线的图表。

[0051] 图21是将图20的图表中的从时刻200msec到300msec的范围放大后的图表。

具体实施方式

[0052] (1.生物体信息测量装置1的结构)

[0053] 参照图1～图3对生物体信息测量装置1(以下,称为测量装置)的结构进行说明。测量装置1与车辆是否处于行驶中无关地测量就座于车辆的座椅的乘员的生物体信息。特别是,测量装置1在车辆行驶中能够测量生物体信息这一点上是有用的。在此,在车辆的行驶中,产生伴随着行驶的振动。即,测量装置1即使在受到因车辆的行驶而产生的振动的情况下,也能够测量乘员的生物体信息。此外,测量装置1当然能够在车辆停止中测量生物体信息。

[0054] 测量装置1测量对形成为面形状(与片材形状、膜形状相等)的传感器单元10赋予的身体的生物体信息。测量装置1测量心率以及呼吸频率中的至少一个作为生物体信息。如图1所示,测量装置1具备传感器单元10、电源装置20、开关电路41、42、切换控制装置50以及处理装置60。

[0055] 在本例中,以传感器单元10由多个静电电容传感器构成的情况为例。此外,传感器单元10能够使用压电传感器、多普勒传感器等其他传感器,在该情况下,根据各传感器构成测量装置即可。

[0056] 如图2所示,传感器单元10例如配置于座椅70的座面71的前方的内部。详细而言,传感器单元10配置在座面71的前方的表皮的背面侧。即,传感器单元10受到乘员的大腿动脉的脉波、呼吸成分等的影响。

[0057] 此外,传感器单元10除了配置于座椅70的座面71的前方之外,也可以配置于座面71的后方、背面72、头枕73。在传感器单元10配置在座面71的后方的情况下,传感器单元10因乘员的臀部而受到体压,受到乘员的臀部处的动脉的脉波、呼吸成分等的影响。另外,在传感器单元10配置于背面72的情况下,传感器单元10通过乘员的背部受到体压,受到乘员的背部的动脉的脉波、呼吸成分的影响。另外,在传感器单元10配置于头枕73的情况下,传感器单元10因乘员的头部而受到体压,例如受到颈部的动脉的脉波、呼吸成分等的影响。

[0058] 参照图1以及图3对传感器单元10的详细结构进行说明。传感器单元10例如具有挠性,形成为面形状(与片材形状、膜形状相等)。传感器单元10能够在面法线方向上压缩变形。例如,传感器单元10具备四列第一电极11、八列第二电极12、以及介电层13。此外,第一电极11和第二电极12的列数能够适当变更。介电层13形成为可弹性变形的面状,被夹在第一电极11与多个第二电极12之间而配置。

[0059] 各第一电极11形成为带状,相互平行地排列。第一电极11的延伸方向与图2中的片

材70的左右方向一致。第二电极12在传感器单元10的面法线方向上相对于第一电极11隔开距离地配置。各第二电极12形成为带状，相互平行地排列。第二电极12的延伸方向与图2中的片材70的前后方向一致。即，在片材70的座面71，左右各排列有四列第二电极12。左四列的第二电极12位于与乘员的左大腿部对应的位置，右四列的第二电极12位于与乘员的右大腿部对应的位置。而且，各第二电极12的延伸方向与大腿部的延伸方向一致，进而与大腿动脉的延伸方向一致。

[0060] 第一电极11以及第二电极12通过在弹性体中配合导电性填料而成形。第一电极11以及第二电极12具有挠性，具有伸缩自如的性质。介电层13由弹性体成形，具有挠性且具有伸缩自如的性质。

[0061] 因此，各第一电极11与各第二电极12的对置位置呈矩阵状布置。在本例中，矩阵状的对置位置为32(＝4×8)处。传感器单元10在以矩阵状排列的多个(32处)对置位置具备作为静电电容传感器而发挥功能的压力传感器元件10a。这样，传感器单元10具备排列成纵四列、横八列的32个压力传感器元件10a。而且，32个压力传感器元件10a排列成面状。

[0062] 在本例中，左四列的压力传感器元件10a从乘员的左大腿部受到压力，右四列的压力传感器元件10a从乘员的右大腿部受到压力。此外，第一电极11以及第二电极12的列数能够自由地变更。

[0063] 而且，在传感器单元10受到沿面法线方向压缩的力的情况下，通过介电层13压缩变形，第一电极11与第二电极12的分离距离变短。即，第一电极11与第二电极12之间的静电电容变大。

[0064] 电源装置20产生预定的电压，对传感器单元10的第一电极11施加预定电压。开关电路41由多个开关构成。开关电路41的各开关的一端与电源装置20连接，各开关的另一端与对应的第一电极11连接。在图1中，与从上侧起第一列的第一电极11对应的开关被接通，其他被断开。

[0065] 开关电路42由多个开关构成。开关电路42的各开关的一端与对应的第二电极12连接，各开关的另一端与后述的处理装置60连接。在图1中，与从左侧起第一列的第二电极12对应的开关被接通，其他被断开。切换控制装置50执行开关电路41、42的各开关的接通/断开的切换。而且，切换控制装置50使作为测量对象的压力传感器元件10a与电源装置20以及处理装置60连接。

[0066] 处理装置60基于测量对象的压力传感器元件10a的检测值进行运算处理，由此获取作为生物体信息的心率以及呼吸频率。具体地，处理装置60基于压力传感器元件10a的电容的变化来计算心率和呼吸频率。

[0067] (2.传感器单元10的处理上的结构)

[0068] 如上所述，传感器单元10具有32(＝4×8)处的矩阵状的压力传感器元件10a。32个压力传感器元件10a中的每一个作为测量电容的传感器而发挥功能。因此，以下，将32个压力传感器元件10a分别称为传感器S1～S32。即，传感器单元10具有32个信道(ch)的传感器S1～S32。

[0069] 在此，各传感器S1～S32检测包含生物体信息以及噪声信息的基础信号A1～A32。生物体信息的振幅非常小。另一方面，噪声信息包含伴随着车辆的行驶的振动。因此，生物体信息与噪声信息相比振幅较小。因此，基础信号A1～A32包含振幅相对较小的生物体信

息,并且包含振幅相对较大的噪声信息。

[0070] 另外,基础信号A1～A32分别是表示预定的采样时间的长度中的静电电容的变化的信号。即,基础信号A1～A32分别针对时刻t的静电电容的变化的大小,具有预定的采样时间的长度量的数据。在图4中示出一部分的基础信号A1～A4。基础信号A1～A32是关于预定的采样时间的长度量的波形数据。

[0071] (3.测量装置1的结构)

[0072] 参照图5～图13对测量装置1的结构进行说明。其中,图5中的测量装置1表示关于包含传感器S1～S32以及处理装置60的构成部分的功能块构成图。如图5所示,传感器S1～S32获取包含生物信息和噪声信息的基础信号A1～A32。

[0073] 处理装置60通过基于多个(32个信道)基础信号A1～A32进行以下说明的运算处理来获取生物体信息。处理装置60具备前处理部61、成分分析部62、频率解析部63、后处理部64、特征量提取部65、判别条件存储部66以及生物体信息获取部67。

[0074] 参照图5以及图6说明前处理部61。如图5所示,前处理部61获取多个(32个信道)基础信号A1～A32作为输入信号。作为成分分析部62进行的预定的成分分析的前处理,前处理部61对多个基础信号A1～A32进行预定的前处理,生成多个(16个信道)的前处理完毕信号B1～B16。

[0075] 在本例中,如图6所示,作为预定的前处理,前处理部61执行积分处理81、趋势除去处理82、数据截取处理83、第一高通滤波器84、第一低通滤波器85、第二高通滤波器86、第二低通滤波器87、信道选择处理88(一部分信号选择处理)。

[0076] 在本例中,前处理部61通过执行上述全部的处理81～88,生成多个(16个信道)前处理完毕信号B1～B16。但是,前处理部61也可以仅执行上述的多个处理81～88中的一部分,另外,也可以调换处理的顺序来执行。进一步地,前处理部61除了上述以外,作为预定的前处理,也可以进行相位差调整处理。相位差调整处理是以能够将相位不同的多个信号作为同种信号进行处理的方式进行调整的处理。

[0077] 前处理部61从多个基础信号A1～A32中尽量减小噪声信息。进一步地,前处理部61从多个(32个信道)基础信号A1～A32中选择受到生物体信息的影响较大的一部分信道的信号。在本例中,前处理部61选择一半的16个信道的信号,生成16个信道的前处理完毕信号B1～B16。

[0078] 以下,对前处理部61的各处理81～88进行说明。在此,由传感器S1～S32获取的基础信号A1～A32以预定的采样周期被测量。因此,为了将32个信道量的基础信号A1～A32全部各测量一次所需的时间为其32倍。

[0079] 积分处理81在基础信号A1～A32的每一个中,对预定的多次进行批量积分。例如,对于基础信号A1,将连续的16次的基础信号A1相加。

[0080] 趋势除去处理82是除去变化的DC成分的处理。例如,有时受到乘客的姿势的变化的影响,传感器S1～S32的基础信号A1～A32发生变化。乘员的姿势的变化的影响不是生物体信息,因此可以除去。趋势除去处理82例如能够除去乘员的姿势的变化的影响量。

[0081] 数据截取处理83将通过趋势除去处理82得到的信号截取预定时间。例如,数据截取处理83将预定时间量的数据作为一个单元截取。通过数据截取处理83得到的信号成为将通过趋势除去处理82得到的信号预定时间量汇总后的信号。

[0082] 作为频率滤波器的第一高通滤波器84、第一低通滤波器85、第二高通滤波器86以及第二低通滤波器87应用不同的截止频率。此外，也可以将第一滤波器和第二滤波器设为不同种类的滤波器。

[0083] 频率滤波器84～87中的截止频率被设定为至少残留包含心率以及呼吸频率的频带。此外，在测量对象仅为心率的情况下，截止频率只要设定为保留心率的频带即可，也可以截止呼吸频率的频带。另外，在将测量对象仅设为呼吸频率的情况下，也可以将截止频率设定为残留呼吸频率的频带，将心率的频带截止。另外，频率滤波器的次数、数量能够任意地设定。

[0084] 通过积分处理81、趋势除去处理82、数据截取处理83、频率滤波器84～87，能够除去噪声信息，能够提取生物体信息。

[0085] 信道选择处理88从由频率滤波器84～87得到的信号中选择压力高的一部分信道。在本例中，信道选择处理88选择32个信道中的一部分即16个信道。如上所述，通过积分处理81～第二低通滤波器87的处理，噪声信息变小，生成生物体信息与噪声信息相比相对变大的信号。因此，通过信道选择处理88，在32个信道中选择生物体信息进一步受到影响的一部分信道的信号。此外，也可以检测基础信号A1～A32的平均值、最大值、最小值，选择这些值高的一部分信道。

[0086] 接着，如图5所示，成分分析部62基于由前处理部61生成的多个前处理完毕信号B1～B16进行预定的成分分析，生成多个成分信号C1～C16。

[0087] 成分分析部62进行的预定的成分分析基于多个前处理完毕信号B1～B16，进行主成分分析、独立成分分析以及奇异值分解中的任一个，生成多个成分信号C1～C16。此外，作为预定的成分分析，优选主成分分析。在图8中示出一部分的成分信号C1～C4。成分信号C1～C16是关于预定时间的长度量的波形数据。

[0088] 主成分分析(PCA:Principle Component Analysis)是多变量解析之一，是探索多变量数据中共通的成分来生成一种合成变量(主成分)的方法。独立成分分析(ICA:Independent Component Analysis)是将数据表现为多个加法成分的分析方法。

[0089] 特别是，主成分分析能够生成分离后的成分信号C1～C16，并且获取各成分信号C1～C16的成分位次。越是对所输入的前处理完毕信号B1～B16产生影响的成分，成分位次越成为上位。另外，在独立成分分析的情况下，能够根据与基础信号A1～A32的关系性获取成分位次。

[0090] 此外，成分分析部62能够分离为与所输入的信号数相同数量的成分信号。即，在成分分析部62中，作为输入信号的前处理完毕信号B1～B16中实际包含的成分数与作为输入信号的前处理完毕信号B1～B16的数量的关系成为重要的要素。进一步地，想要分离的成分越是包含在作为输入信号的前处理完毕信号B1～B16的大部分中，越能够获取想要分离的成分信号。

[0091] 参照图5以及图9对频率解析部63进行说明。如图5所示，频率解析部63获取多个(16个成分)成分信号C1～C16作为输入信号。频率解析部63通过对多个成分信号C1～C16分别进行FFT处理来生成多个功率谱D1～D16。此外，也可以进行时间序列建模、自相关、小波变换等其他频率解析。

[0092] 功率谱D1是对成分信号C1进行频率解析的结果，其他也同样。16个中的一部分的

功率谱D1～D4如图9所示。功率谱D1～D16表示相对于频率的信号强度(功率)。功率谱D1～D16将最大的信号强度(功率)设为1。

[0093] 进一步地,频率解析部63基于各个功率谱D1～D16,获取成分信号C1～C16各自的主要频率F1～F16。主要频率F1～F16成为生物体信息的第一次候选。即,频率解析部63获取多个主要频率F1～F16作为生物体信息的第一次候选。

[0094] 在图9中,成为最大的信号强度的频率成为第一次候选F1～F16。例如,根据图9,成分信号C1的第一次候选F1约为1.3Hz。此外,主要频率F1～F16不限于成为最大的信号强度的频率,也可以是包含最大信号强度的预定宽度的频谱带。

[0095] 参照图5以及图7对后处理部64进行说明。如图5所示,后处理部64获取多个(16个成分)成分信号C1～C16作为输入信号。作为由成分分析部62进行的预定的成分分析的后处理,后处理部64对多个成分信号C1～C16进行预定的后处理,生成多个后处理完毕信号Ea1～Ea16、Eb1～Eb16、…。由后处理部64进行的预定的后处理是生成为了后述的特征量的提取而使用的数据的处理。

[0096] 在本例中,后处理部64还获取多个(16个)前处理完毕信号B1～B16作为输入信号。后处理部64针对前处理完毕信号B1～B16,生成用于提取特征量的数据。但是,后处理部64也可以不使用前处理完毕信号B1～B16。

[0097] 在本例中,如图7所示,作为预定的后处理,后处理部64进行针对成分信号C1～C16的追加处理91、针对成分信号C1～C16的微分处理92(一阶微分处理)、针对一阶微分信号的追加处理93、针对一阶微分信号的微分处理94(二阶微分处理)、针对二阶微分信号的追加处理95中的至少一个。

[0098] 追加处理91包含频率解析处理(FFT等)、时间序列建模、小波变换处理、积分处理、相关处理(包含自相关、互相关)以及频率滤波处理中的至少一个。当追加处理91对多个成分信号C1～C16进行频率解析时,如在上述的频率解析部63中说明的那样,生成图9所示的功率谱D1～D16。此外,如上所述,功率谱D1～D16表示相对于频率的信号强度(功率)。功率谱D1～D16将最大的信号强度(功率)设为1。

[0099] 微分处理92对成分信号C1～C16进行微分处理,生成一阶微分信号。追加处理93对通过微分处理92生成的一阶微分信号进行与上述的追加处理91同样的处理。微分处理94对一阶微分信号进行微分处理,生成二阶微分信号。追加处理95对通过微分处理94生成的二阶微分信号进行与上述的追加处理91同样的处理。

[0100] 进一步地,后处理部64中的追加处理91、微分处理92(一阶微分处理)、追加处理93、微分处理94(二阶微分处理)、追加处理95对于前处理完毕信号B1～B16也同样地进行。

[0101] 特征量提取部65使用多个预处理完毕信号B1～B16、多个成分信号C1～C16、多个后处理完毕信号D1～D16、Ea1～Ea16、Eb1～Eb16、……,提取用于获取生物体信息的特征量。即,特征量被用作用于从多个第一次候选F1～F16中提取生物体信息的信息。特别是,特征量提取部65提取与成分信号C1～C16相关联的特征量。特别是,在本例中,特征量提取部65提取由频率解析部63生成的与第一次候选F1～F16关联的特征量。

[0102] 例如,特征量在用于从多个第一次候选F1～F16中提取生物体信息的机器学习中使用。即,特征量在机器学习的学习阶段中用于定义判别条件的判别模型的学习处理,并且在机器学习的推论阶段中用于使用了判别模型的推论处理。但是,在通过与机器学习不同

的处理获取生物体信息的情况下，特征量成为在该处理中使用的数据。

[0103] 如图7所示，特征量包含从前处理完毕信号B1～B16得到的值、从成分信号C1～C16得到的值、从后处理完毕信号D1～D16、Ea1～Ea16、Eb1～Eb16、…得到的值等。如图10～图13所示，存在多种特征量的候选。特征量能够使用从这些多个候选中选择的特征量。在图10以及图11中，表示特征量是针对参照数据的特征要素。

[0104] 例如，在图10的第一栏中，将前处理完毕信号B1～B16作为参照数据，表示该参照数据中的最大值、最小值、平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度等是特征量。在该情况下，特征量提取部65输入由前处理部61生成的前处理完毕信号B1～B16，对该输入的信号进行处理。

[0105] 在图10的第二栏中，将前处理完毕信号B1～B16各自的一阶微分信号作为参照数据，表示该参照数据中的最大值、最小值、平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度等是特征量。在该情况下，如图7所示，特征量提取部65输入通过后处理部64的微分处理92生成的信号，对该输入的信号进行处理，由此生成该特征量。

[0106] 在图10的第三栏中，将前处理完毕信号B1～B16各自的二阶微分信号作为参照数据，表示该参照数据中的最大值、最小值、平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度等是特征量。在该情况下，如图7所示，特征量提取部65输入通过后处理部64的微分处理94生成的信号，对该输入的信号进行处理，由此生成该特征量。此外，也能够将前处理完毕信号B1～B16的m阶微分(m为三以上)作为参照数据。

[0107] 在图10的第四栏～第六栏中，将成分信号C1～C16、成分信号C1～C16的一阶微分信号、以及成分信号C1～C16的二阶微分信号作为参照数据，表示该参照数据中的最大值、最小值、平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度等是特征量。在这些情况下，如图7所示，特征量提取部65输入由成分分析部62、后处理部64的微分处理92、94生成的信号，对该输入的信号进行处理，由此生成该特征量。此外，也能够将成分信号C1～C16的m阶微分(m为三以上)作为参照数据。另外，虽然未图示，但作为特征量的参照数据，也可以应用基础信号A1～A32。

[0108] 在图11的第一栏中，将对前处理完毕信号B1～B16进行频率解析而得到的结果信息FFT(B1)～FFT(B16)作为参照数据，表示该参照数据中的最大峰值频率、信号强度的平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度等是特征量。在该情况下，如图7所示，特征量提取部65输入通过后处理部64的追加处理91生成的信号，对该输入的信号进行处理，由此生成该特征量。

[0109] 在图11的第二栏中，将对前处理完毕信号B1～B16的一阶微分信号进行了频率解析的结果信息FFT(d(B1)/dt)～FFT(d(B16)/dt)作为参照数据，表示该参照数据中的最大峰值频率、信号强度的平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度等是特征量。在该情况下，如图7所示，特征量提取部65输入通过后处理部64的追加处理93生成的信号，对该输入的信号进行处理，由此生成该特征量。

[0110] 在图11的第三栏中，将对前处理完毕信号B1～B16的二阶微分信号进行了频率解析的结果信息FFT($d^2(B1)/dt^2$)～FFT($d^2(B16)/dt^2$)作为参照数据，表示该参照数据中的最大峰值频率、信号强度的平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度等是特征量。在该情况下，如图7所示，特征量提取部65输入通过后处理部64的追加处理95生成的信号，对该输入

的信号进行处理，由此生成该特征量。此外，也能够将关于前处理完毕信号B1～B16的m阶微分(m为三以上)的频率解析的结果信息作为参照数据。

[0111] 在图11的第四栏中，将对成分信号C1～C16进行了频率解析的结果信息FFT(C1)～FFT(C16)作为参照数据，表示该参照数据中的最大峰值频率、信号强度的平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度等是特征量。在图11的第五栏中，将对成分信号C1～C16的一阶微分信号进行了频率解析的结果信息FFT(d(C1)/dt)～FFT(d(C16)/dt)作为参照数据，表示该参照数据中的最大峰值频率、信号强度的平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度等是特征量。

[0112] 在图11的第六栏中，将对成分信号C1～C16的二阶微分信号进行频率解析的结果信息FFT(d^2(C1)/dt^2)～FFT(d^2(C16)/dt^2)作为参照数据，表示该参照数据中的最大峰值频率、信号强度的平均、中央值、方差、标准偏差、峰度、偏度等是特征量。此外，也能够将关于成分信号C1～C16的m阶微分(m为三以上)的频率解析的结果信息作为参照数据。

[0113] 在图11的第四栏～第六栏的情况下，如图7所示，特征量提取部65输入通过追加处理91、93、95生成的信号，对该输入的信号进行处理，由此生成该特征量。

[0114] 如图12所示，也可以应用成分信号C1～C16的成分位次n、成分信号C1～C16的主要频率(相当于成分频率)作为特征量。此外，成分位次n特别是在进行主成分分析的情况下有效。

[0115] 如图13所示，还可以应用与两种信号相关的相关系数作为特征量。例如，在图13的第一栏中，表示成分信号C1～C16与前处理完毕信号B1～B16各自的相关系数是特征量。在图13的第二栏中，表示成分信号C1～C16与前处理完毕信号B1～B16的一阶微分信号各自的相关系数是特征量。在图13的第三栏中，表示成分信号C1～C16与前处理完毕信号B1～B16的二阶微分信号各自的相关系数是特征量。

[0116] 另外，在图13的第四栏中，表示成分信号C1～C16的一阶微分信号与前处理完毕信号B1～B16各自的相关系数是特征量。在图13的第五栏中，表示成分信号C1～C16的一阶微分信号与前处理完毕信号B1～B16的一阶微分信号各自的相关系数是特征量。在图13的第六栏中，表示成分信号C1～C16的一阶微分信号与前处理完毕信号B1～B16的二阶微分信号各自的相关系数是特征量。

[0117] 另外，在图13的第七栏中，表示成分信号C1～C16的二阶微分信号与前处理完毕信号B1～B16各自的相关系数是特征量。在图13的第八栏中，表示成分信号C1～C16的二阶微分信号与前处理完毕信号B1～B16的一阶微分信号各自的相关系数是特征量。在图13的第九栏中，表示成分信号C1～C16的二阶微分信号与前处理完毕信号B1～B16的二阶微分信号各自的相关系数是特征量。

[0118] 在图13的各栏的情况下，如图7所示，特征量提取部65输入由前处理部61生成的前处理完毕信号B1～B16、由成分分析部62生成的成分信号C1～C16、由后处理部64的微分处理92、94以及追加处理91、93、95生成的信号，对该输入的信号进行处理，由此生成该特征量。

[0119] 此外，在上述的特征量的提取时，使用了与成分信号C1～C16和前处理完毕信号B1～B16有关的相关系数。在上述的基础上或者代替上述，也可以将与成分信号C1～C16和后处理完毕信号Ea1～Ea16、Eb1～Eb16、…有关的相关系数作为特征量。

[0120] 返回图5,对测量装置1的结构进行说明。测量装置1的判别条件存储部66存储判别条件。判别条件是用于进行成分信号C1～C16各自是否为生物体信息的判定的条件。而且,判别条件是用于基于成分信号C1～C16以及特征量来进行上述判定的条件。

[0121] 特别是,在本例中,判别条件是用于进行作为主要频率的第一次候选F1～F16各自是否为生物体信息的判定的条件。在该情况下,判别条件例如成为用于基于由频率解析部63生成的作为主要频率的第一次候选F1～F16以及对应的特征量来进行上述判定的条件。

[0122] 在本例中,判别条件存储部66存储定义判别条件的判别模型。判别模型是通过机器学习而学习到的模型。例如,判别模型在将第一次候选F1～F16以及与第一次候选F1～F16对应的多个特征量作为输入数据的情况下,输出表示是否为生物体信息的值。作为表示是否为生物体信息的值,可以是能够区分是生物体信息和不是生物体信息的二值,也可以是与是生物体信息的概率相当的值(判别分数)。在本例中,判别模型使用能够输出判别分数的模型。在此,判别模型例如应用随机森林或支持矢量机。

[0123] 判别模型是通过将上述输入数据和表示第一次候选F1～F16是否为生物体信息的教师标签作为训练数据集,预先进行机器学习而生成的。该情况下的教师标签包含作为生物体信息的正解信息、以及不是生物体信息的非正解信息中的至少一方。

[0124] 生物体信息获取部67使用由频率解析部63生成的多个第一次候选F1～F16,获取作为生物体信息的频率。在本例中,生物体信息获取部67应用机器学习,获取作为生物体信息的频率。具体而言,生物体信息获取部67将多个第一次候选F1～F16以及特征量作为输入数据,使用判别模型来执行机器学习的推论阶段。然后,生物体信息获取部67判定多个第一次候选F1～F16的每一个是否为生物体信息。

[0125] 在此,生物体信息获取部67通过机器学习的推论阶段的执行,输出作为是否为生物体信息的判定值的判别分数,使用判别分数来决定一个生物体信息。但是,生物体信息获取部67也能够通过机器学习的推论阶段的执行来进行是否为生物体信息的正误判定,将判定为是生物体信息的第一次候选决定为生物体信息。另外,生物体信息获取部67也可以不应用机器学习,而按照预先决定的规则,将第一次候选决定为生物体信息。关于生物体信息获取部67的详细的处理,在后面叙述。

[0126] (4.生物体信息获取部67的处理)

[0127] 参照图14～图21对生物体信息获取部67的详细的处理进行说明。如图14所示,生物体信息获取部67判定第一次候选F1～F16的更新的有无(ST1)。如果没有第一次候选F1～F16的更新(ST1:否),则生物体信息获取部67继续处理直到第一次候选F1～F16被更新为止。另一方面,若第一次候选F1～F16被更新(ST1:是),则进入下一处理。即,生物体信息获取部67在生成了新的时刻T的第一次候选F1～F16的情况下进入下一处理。

[0128] 接着,生物体信息获取部67获取新的时刻T的第一次候选F1～F16(ST2)。接着,生物体信息获取部67判定是否获取了最新的预定的时间范围ΔT的量的第一次候选F1～F16(ST3)。如果未获取预定的时间范围ΔT的量(ST3:否),则再次返回ST1,反复进行处理。即,直到获取最新的预定的时间范围ΔT的量的第一次候选F1～F16为止,持续获取新的时刻T的第一次候选F1～F16。

[0129] 接着,生物体信息获取部67在获取预定的时间范围ΔT的量的第一次候选F1～F16时(ST3:是),获取由特征量提取部65提取出的多个特征量(ST4)。

[0130] 接着,生物体信息获取部67将各时刻T的多个第一次候选F1～F16以及多个特征量作为输入数据,使用存储于判别条件存储部66的判别模型,执行机器学习的推论阶段(ST5)。于是,生物体信息获取部67在各时刻T输出表示多个第一次候选F1～F16的每一个是否为生物体信息的判定值。

[0131] 该判定值可以是能够区分是生物体信息和不是生物体信息的二值,也可以是与是生物体信息的概率相当的值(判别分数)。判别分数在具有预定的上下限值的范围内决定。判别分数的值越大,即越接近上限值,意味着是生物体信息的概率越高。

[0132] 在输出前者的二值的情况下,将机器学习的推论阶段的执行结果判定为是生物体信息的第一次候选F_n(F_n相当于F1～F16)设为第二次候选Fa_m。m是自然数。在该情况下,第二次候选Fa_m比第一次候选F1～F16的数量少。

[0133] 另一方面,在输出后者的判别分数的情况下,既可以将全部设为第二次候选Fa_m,也可以仅将判别分数大于预定值的候选设为第二次候选Fa_m。因此,在将全部设为第二次候选Fa_m的情况下,第二次候选Fa_m与第一次候选F_n的数量相同。另一方面,在仅将判别分数比预定值大的候选设为第二次候选Fa_m的情况下,第二次候选Fa_m比第一次候选F_n的数量少。

[0134] 此外,生物体信息获取部67在不应用机器学习的情况下,根据输入数据和判别条件,通过所谓的规则库,在各时刻T,判定多个第一次候选F1～F16的每一个是否为生物体信息。

[0135] 接着,生物体信息获取部67判定在同一时刻T是否存在多个第二次候选Fa_m(ST6)。当在同一时刻T存在多个第二次候选Fa_m的情况下(ST6:是),使用同一时刻T的多个第二次候选Fa_m,在该同一时刻T决定一个第二次候选Fa(ST7)。另一方面,生物体信息获取部67在同一时刻T判定为仅一个第二次候选Fa_1为生物体信息的情况下(ST6:否),进入下一处理(ST8)。

[0136] 在此,步骤ST7中的一个第二次候选Fa的决定例如能够从以下的四种中选择。作为第一个的一个第二次候选Fa的决定方法,生物体信息获取部67计算多个第二次候选Fa_m的算术平均,将算术平均决定为一个第二次候选Fa。算术平均Av1由式(1)表示。在式(1)中,Xn是数据值,n是数据数量。

[0137] $Av1=\Sigma(Xn)/n\ldots(1)$

[0138] 作为一个第二次候选Fa的第二个决定方法,生物体信息获取部67计算考虑了判别分数的加权平均(也称为加权平均),将加权平均决定为一个第二次候选Fa。加权平均Av2由式(2)表示。在式(2)中,Xn是数据值,n是数据数量,Wn是权重。

[0139] $Av2=\Sigma(Wn.Xn)/\Sigma Wn\ldots(2)$

[0140] 权重Wn是考虑判别分数而得到的值。详细而言,权重Wn设为对判别分数乘以归一化指数函数而得到的值。归一化指数函数如图15所示。如上所述,判别分数的值越大,即越接近上限值,意味着是生物体信息的概率越高。因此,作为生物体信息的概率越高,权重Wn成为越大的值,在作为生物体信息的概率低的情况下,大致为零。

[0141] 作为一个第二次候选Fa的第三个决定方法,生物体信息获取部67将多个第一次候选F1～F16中判别分数最大的第一次候选F_n决定为一个第二次候选Fa。

[0142] 作为一个第二次候选Fa的第四个决定方法,生物体信息获取部67针对多个第二次

候选Fa_m，基于考虑了成分分析部62的主成分分析或独立成分分析中的成分信号的成分位次的加权平均，决定一个第二次候选Fa。加权平均如上述的式(2)所示。在该情况下，权重Wn成为与成分位次相应的值。例如，权重Wn被设定为成分位次越高则成为越大的值。

[0143] 在上述步骤ST5～ST7中，第二次候选Fa应用机器学习，基于多个第一次候选F_n来决定。此外，第二次候选Fa也可以不应用机器学习，而设为被判定为是生物体信息的第一次候选F_n。例如，第二次候选Fa也可以不通过机器学习而从多个第一次候选F_n中选择一个或多个。第二次候选Fa也可以从多个第一次候选F_n中按照预先设定的规则来选择，或者随机地选择。第二次候选Fa的选择方法并不限定于上述方法。

[0144] 接着，如图16以及图17所示，生物体信息获取部67将预定的时间范围ΔT的量的第二次候选Fa绘制于二维图表(ST8)。二维图表将第一轴(横轴)设为时刻，将第二轴(纵轴)设为表示生物体信息的第二次候选Fa。此外，图16以及图17是作为生物体信息以心率为对象的情况下的图表。在此，人的呼吸频率以及心率根据时刻而变动。而且，在图16以及图17中，作为心率的第二次候选Fa根据时刻而在70bpm至85bpm的范围内变动。

[0145] 在此，生物体信息获取部67例如在存在数据缺失的情况下等，也可以进行数据插值处理。例如，生物体信息获取部67在存在数据缺失的时刻，使用前后时刻的数据，生成该时刻的数据。

[0146] 接着，生物体信息获取部67在绘制出的二维图表中，通过将相邻的时刻的第二次候选Fa直线连接而生成连续线V1(ST9)。连续线V1如图18和图19所示。

[0147] 接着，生物体信息获取部67通过对连续线V1实施基于预定的频率滤波器的处理、例如低通滤波处理，生成滤波后连续线V2(ST10)。滤波后连续线V2如图20以及图21的实线所示。然后，生物体信息获取部67通过滤波后连续线V2来决定各时刻T的生物体信息(ST11)。即，位于图20以及图21的线上的值成为各时刻T的生物体信息。

[0148] 在此，在图20以及图21中，用虚线V3表示实际的心率。实际的心率是对乘员佩戴心率传感器而测量的结果。根据图20以及图21可知，滤波后连续线V2与实际的心率非常良好地一致。

[0149] 生物体信息获取部67也可以代替上述实施方式，对与所获取的第二次候选Fa_m对应的成分信号进行FFT、时间序列建模、自相关、小波变换等处理，计算作为生物体信息的心率等。另外，在存在多个第二次候选Fa_m的情况下，在步骤ST7中，作为进行算术平均、加权平均的数据值Xn，也可以使用计算出的心率等。

[0150] (5.效果)

[0151] 如上所述，可知测量装置1能够高精度地获取生物体信息。对能够获取高精度的生物体信息的理由进行说明。首先，处理装置60的成分分析部62基于多个基础信号A1～A32进行预定的成分分析，由此生成构成多个基础信号A1～A32的多个成分信号C1～C16。即，所生成的多个成分信号C1～C16的一部分成为以生物体信息为主的信号，另一部分成为以噪声信息为主的信号等。即，即使基础信号A1～A32除了生物体信息之外还包含噪声信息，多个成分信号C1～C16也成为将生物体信息和噪声信息分开的信号。

[0152] 但是，需要判定多个成分信号C1～C16中的哪个成分信号是与生物体信息有关的信号。因此，处理装置60的生物体信息获取部67进行成分信号C1～C16是否为生物体信息的判定。即，生物体信息获取部67通过对多个成分信号C1～C16分别进行判定，来判定多个成

分信号C1～C16中的哪个成分信号是以生物体信息为主的信号。因此，测量装置1能够高精度地测量生物体信息。

[0153] 进一步地，测量装置1的前处理部61进行减小噪声信息的处理，并且进行选择生物体信息的影响大的信号的处理。成分分析部62使用这样得到的前处理完毕信号B1～B16，生成成分信号C1～C16。因此，成分分析部62能够高精度地生成将生物体信息和噪声信息分开的成分信号C1～C16。

[0154] 另外，在成分信号C1～C16中的哪个成分信号是生物体信息的判定中，使用存储于判别条件存储部66的判别条件。特别是，生物体信息获取部67也可以，在成分信号C1～C16的主要频率F1～F16是否为生物体信息的判定中，使用定义判别条件的机器学习模型即判别模型。

[0155] 判别模型是用于基于成分信号C1～C16以及多个特征量来进行上述判定的模型。特别是，判别模型是用于基于成分信号C1～C16的主要频率F1～F16以及特征量来进行主要频率F1～F16是否为生物体信息的判定的模型。即，判别模型是除了使用了主要频率F1～F16以外，还使用了与主要频率F1～F16相关联的特征量的模型。

[0156] 因此，与仅使用成分信号C1～C16或主要频率F1～F16的情况相比，通过除了成分信号C1～C16或主要频率F1～F16之外还使用特征量，能够更高精度地进行生物体信息的判定。即，通过活用多个成分信号C1～C16或主要频率F1～F16，高精度地获取生物体信息。

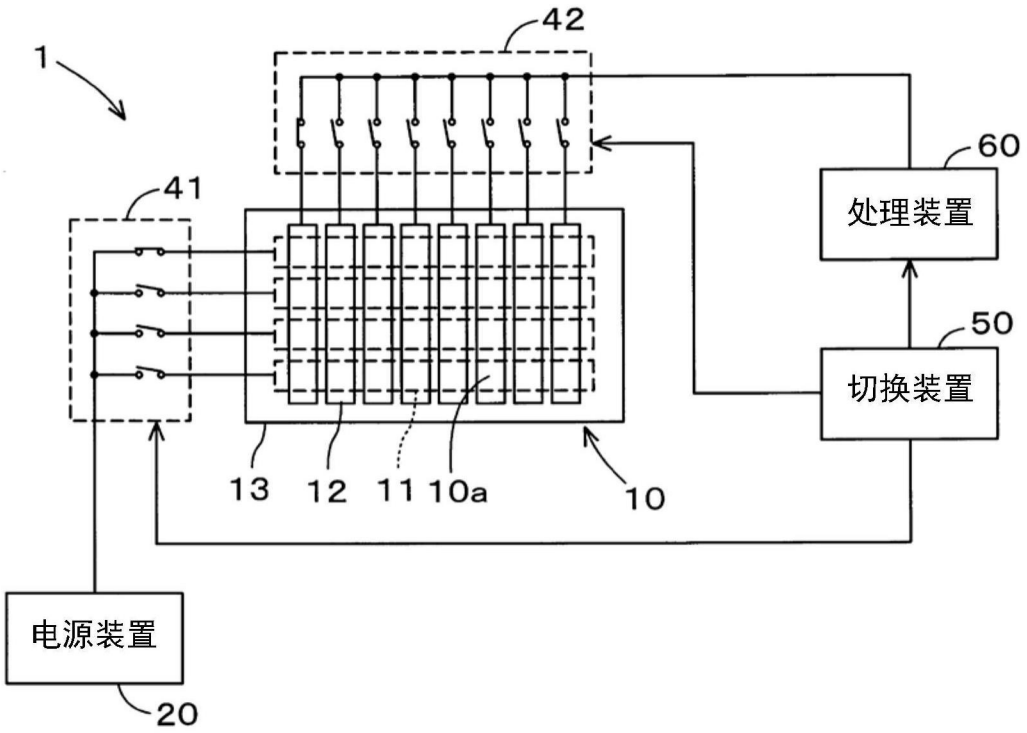


图1

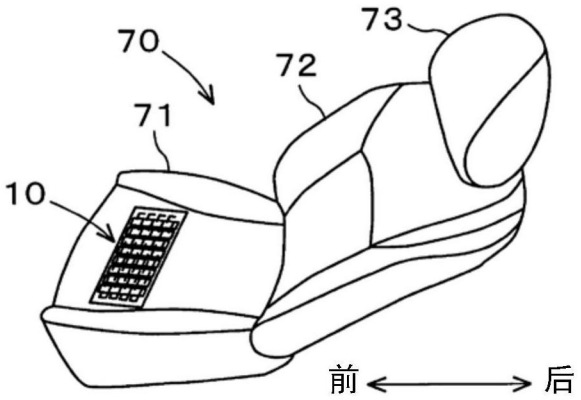


图2

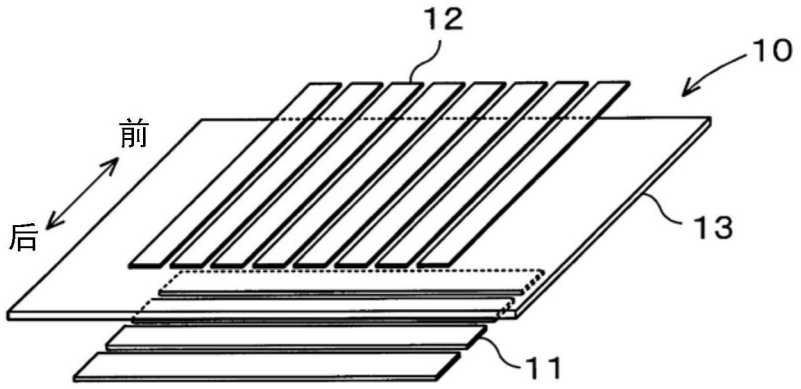

12
10
前
后
13
11

图3

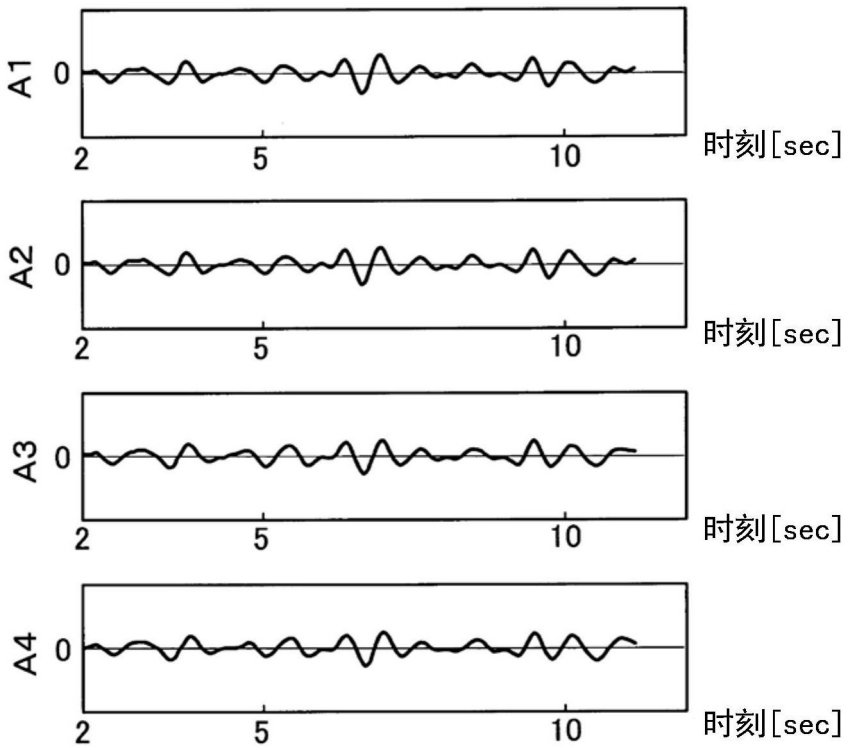

A1
0
2
5
10
时刻[sec]
A2
0
2
5
10
时刻[sec]
A3
0
2
5
10
时刻[sec]
A4
0
2
5
10
时刻[sec]

图4

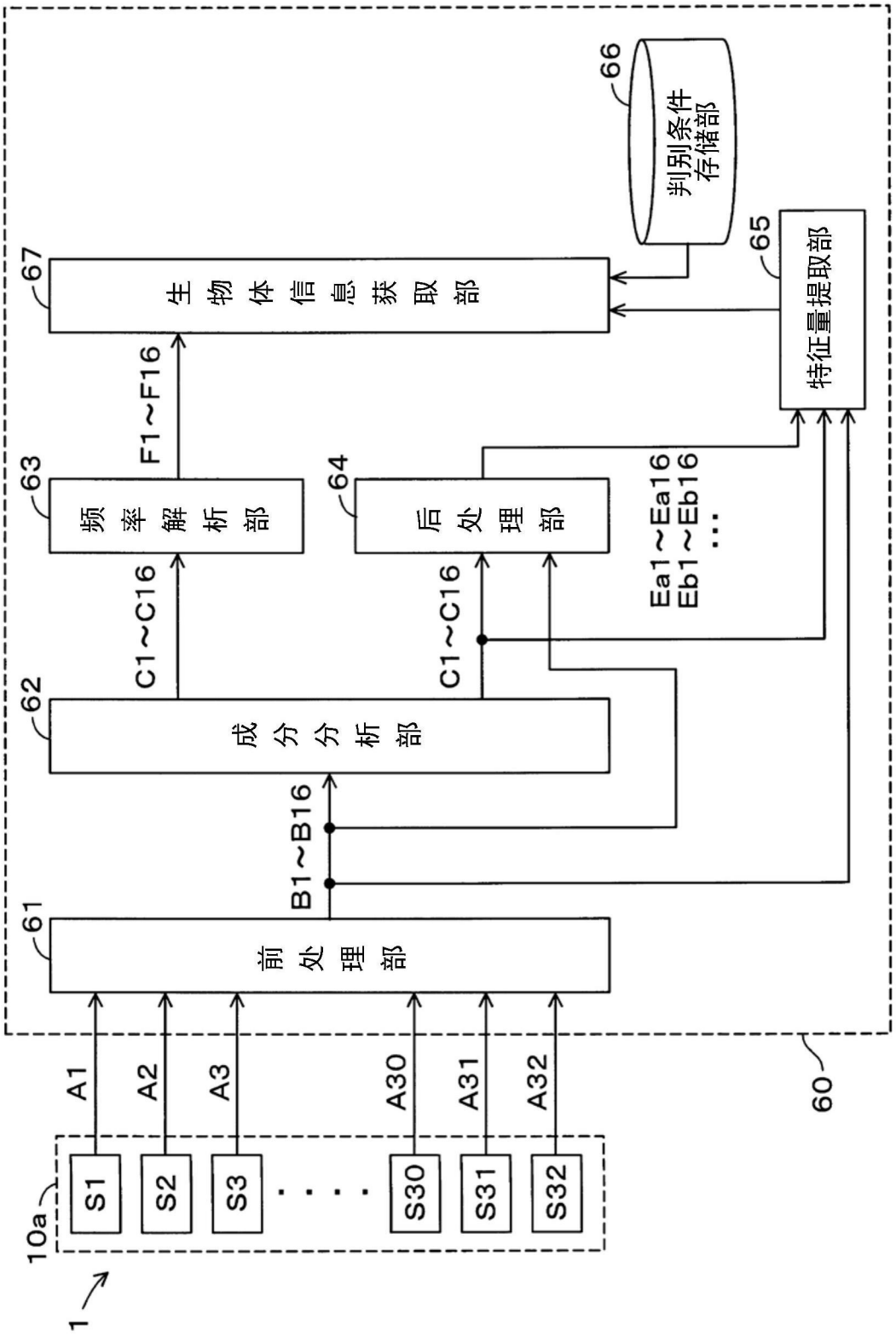

66
判别条件存储部
65
特征量提取部
67
生物体信息获取部
F1～F16
63
频率解析部
64
后处理部
Ea1～Ea16
Eb1～Eb16
C1～C16
C1～C16
62
成分分析部
B1～B16
61
前处理部
A1
A2
A3
A30
A31
A32
60
10a
S1
S2
S3
S30
S31
S32
1

图5

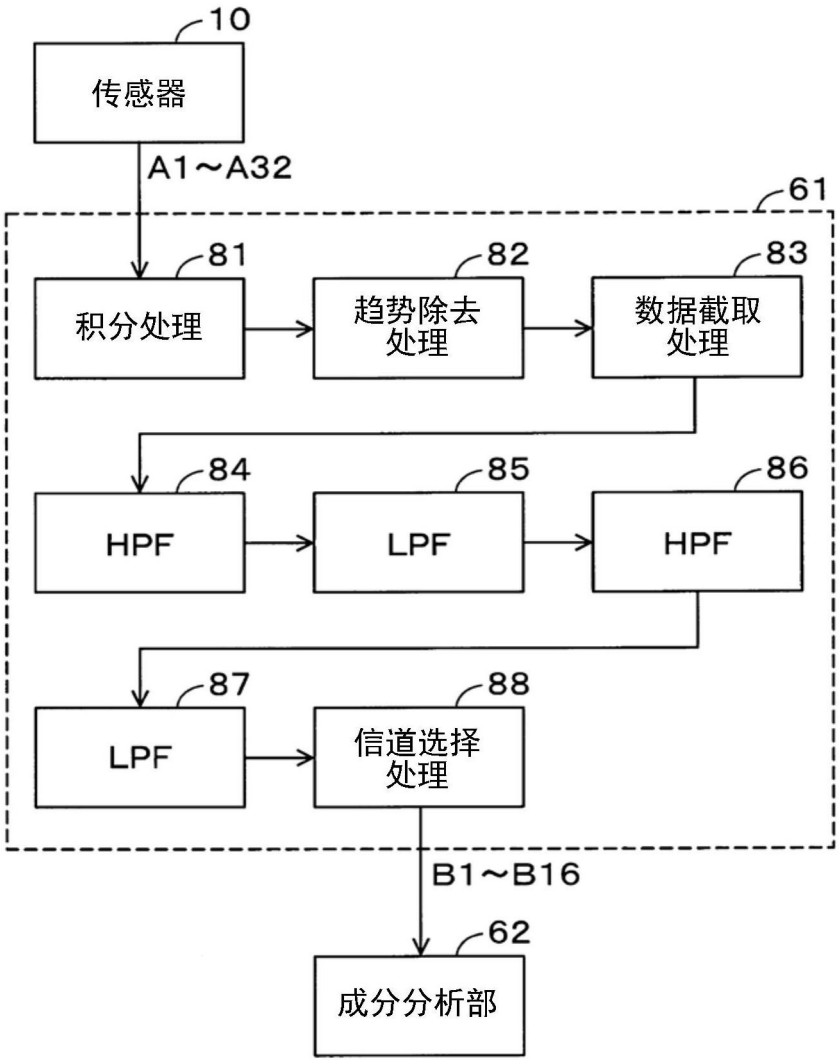

10
传感器
A1～A32
61
81
积分处理
82
趋势除去处理
83
数据截取处理
84
HPF
85
LPF
86
HPF
87
LPF
88
信道选择处理
B1～B16
62
成分分析部

图6

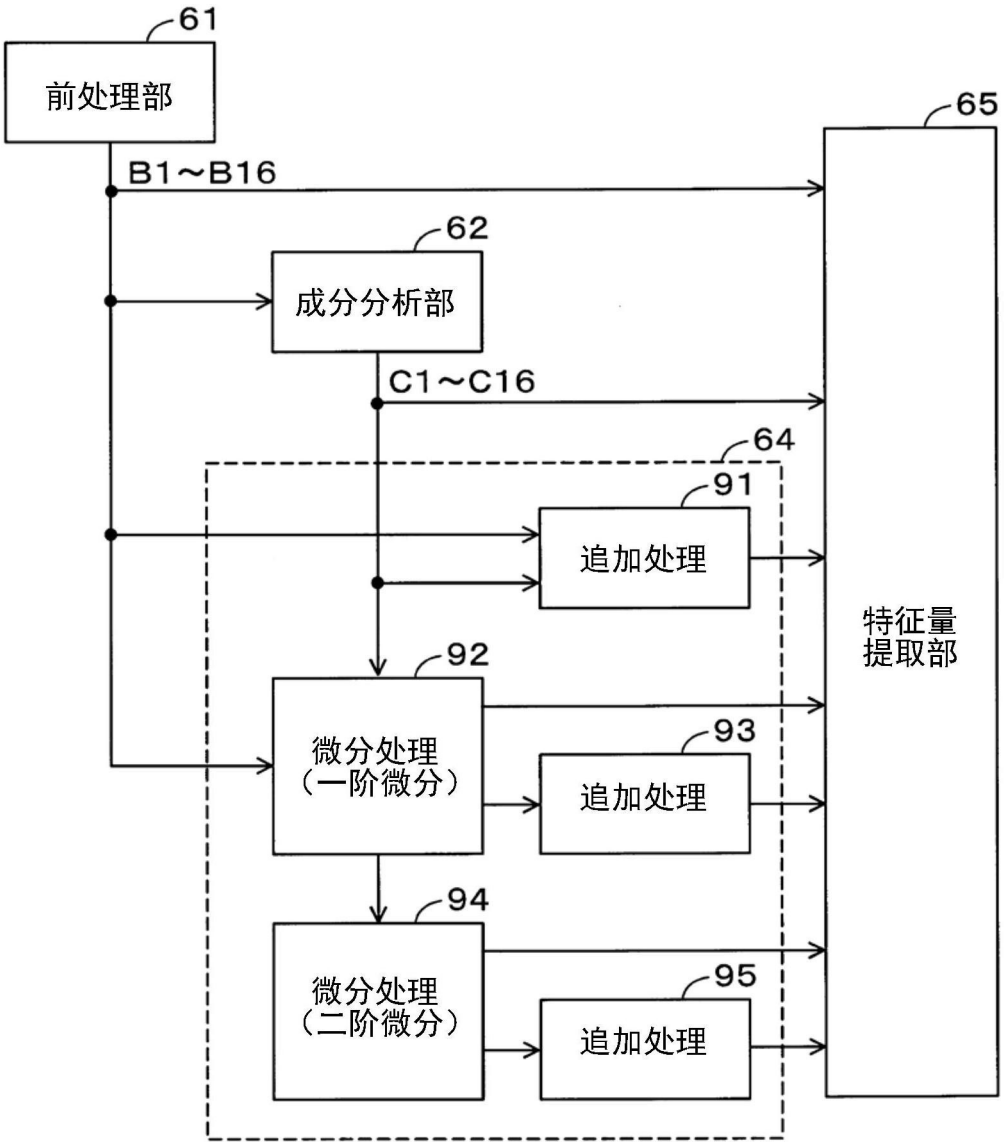

61
前处理部
65
B1～B16
62
成分分析部
C1～C16
64
91
追加处理
特征量
提取部
92
微分处理
（一阶微分）
93
追加处理
94
微分处理
（二阶微分）
95
追加处理

图7

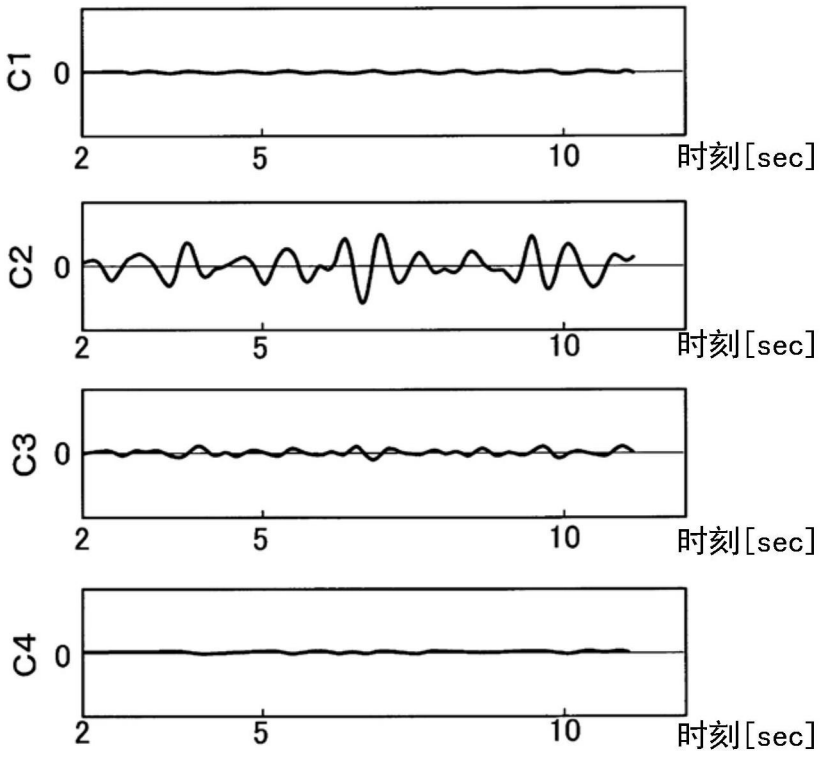

C1
0
2
5
10
时刻[sec]
C2
0
2
5
10
时刻[sec]
C3
0
2
5
10
时刻[sec]
C4
0
2
5
10
时刻[sec]

图8

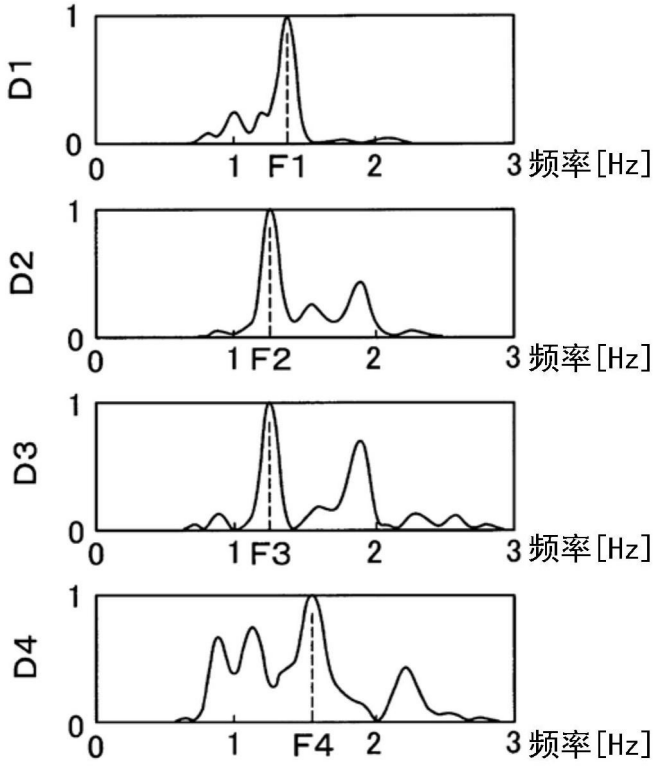

D1
1
0
0
1
F1
2
3
频率[Hz]
D2
1
0
0
1
F2
2
3
频率[Hz]
D3
1
0
0
1
F3
2
3
频率[Hz]
D4
1
0
0
1
F4
2
3
频率[Hz]

图9

主要频率 F1～F16 的特征量 1

参照数据	特征要素
B1 ⋮ B16	最大值、最小值、平均、中央值、 方差、标准偏差、峰度、偏度
d(B1)/dt ⋮ d(B16)/dt	最大值、最小值、平均、中央值、 方差、标准偏差、峰度、偏度
$d^2(B1)/dt^2$ ⋮ $d^2(B16)/dt^2$	最大值、最小值、平均、中央值、 方差、标准偏差、峰度、偏度
C1 ⋮ C16	最大值、最小值、平均、中央值、 方差、标准偏差、峰度、偏度
d(C1)/dt ⋮ d(C16)/dt	最大值、最小值、平均、中央值、 方差、标准偏差、峰度、偏度
$d^2(C1)/dt^2$ ⋮ $d^2(C16)/dt^2$	最大值、最小值、平均、中央值、 方差、标准偏差、峰度、偏度

图10

主要频率 F1～F16 的特征量 2

参照数据	特征要素
FFT(B1) ⋮ FFT(B16)	最大峰值频率、 信号强度的平均、中央值、方差、 标准偏差、峰度、偏度、总和
FFT(d(B1)/dt) ⋮ FFT(d(B16)/dt)	最大峰值频率、 信号强度的平均、中央值、方差、 标准偏差、峰度、偏度、总和
FFT(d^2(B1)/dt^2) ⋮ FFT(d^2(B16)/dt^2)	最大峰值频率、 信号强度的平均、中央值、方差、 标准偏差、峰度、偏度、总和
FFT(C1) ⋮ FFT(C16)	最大峰值频率、 信号强度的平均、中央值、方差、 标准偏差、峰度、偏度、总和
FFT(d(C1)/dt) ⋮ FFT(d(C16)/dt)	最大峰值频率、 信号强度的平均、中央值、方差、 标准偏差、峰度、偏度、总和
FFT(d^2(C1)/dt^2) ⋮ FFT(d^2(C16)/dt^2)	最大峰值频率、 信号强度的平均、中央值、方差、 标准偏差、峰度、偏度、总和

图11

主要频率 F1～F16 的特征量 3

成分信号 C1～C16 的成分位次 n
成分信号 C1～C16 的主要频率

图12

主要频率 F1～F16 的特征量 4

相关系数	$C1 \Leftrightarrow B1$ ⋮ $C16 \Leftrightarrow B16$
	$C1 \Leftrightarrow d(B1)/dt$ ⋮ $C16 \Leftrightarrow d(B16)/dt$
	$C1 \Leftrightarrow d^2(B1)/dt^2$ ⋮ $C16 \Leftrightarrow d^2(B16)/dt^2$
	$d(C1)/dt \Leftrightarrow B1$ ⋮ $d(C16)/dt \Leftrightarrow B16$
	$d(C1)/dt \Leftrightarrow d(B1)/dt$ ⋮ $d(C16)/dt \Leftrightarrow d(B16)/dt$
	$d(C1)/dt \Leftrightarrow d^2(B1)/dt^2$ ⋮ $d(C16)/dt \Leftrightarrow d^2(B16)/dt^2$
	$d^2(C1)/dt^2 \Leftrightarrow B1$ ⋮ $d^2(C16)/dt^2 \Leftrightarrow B16$
	$d^2(C1)/dt^2 \Leftrightarrow d(B1)/dt$ ⋮ $d^2(C16)/dt^2 \Leftrightarrow d(B16)/dt$
	$d^2(C1)/dt^2 \Leftrightarrow d^2(B1)/dt^2$ ⋮ $d^2(C16)/dt^2 \Leftrightarrow d^2(B16)/dt^2$

图13

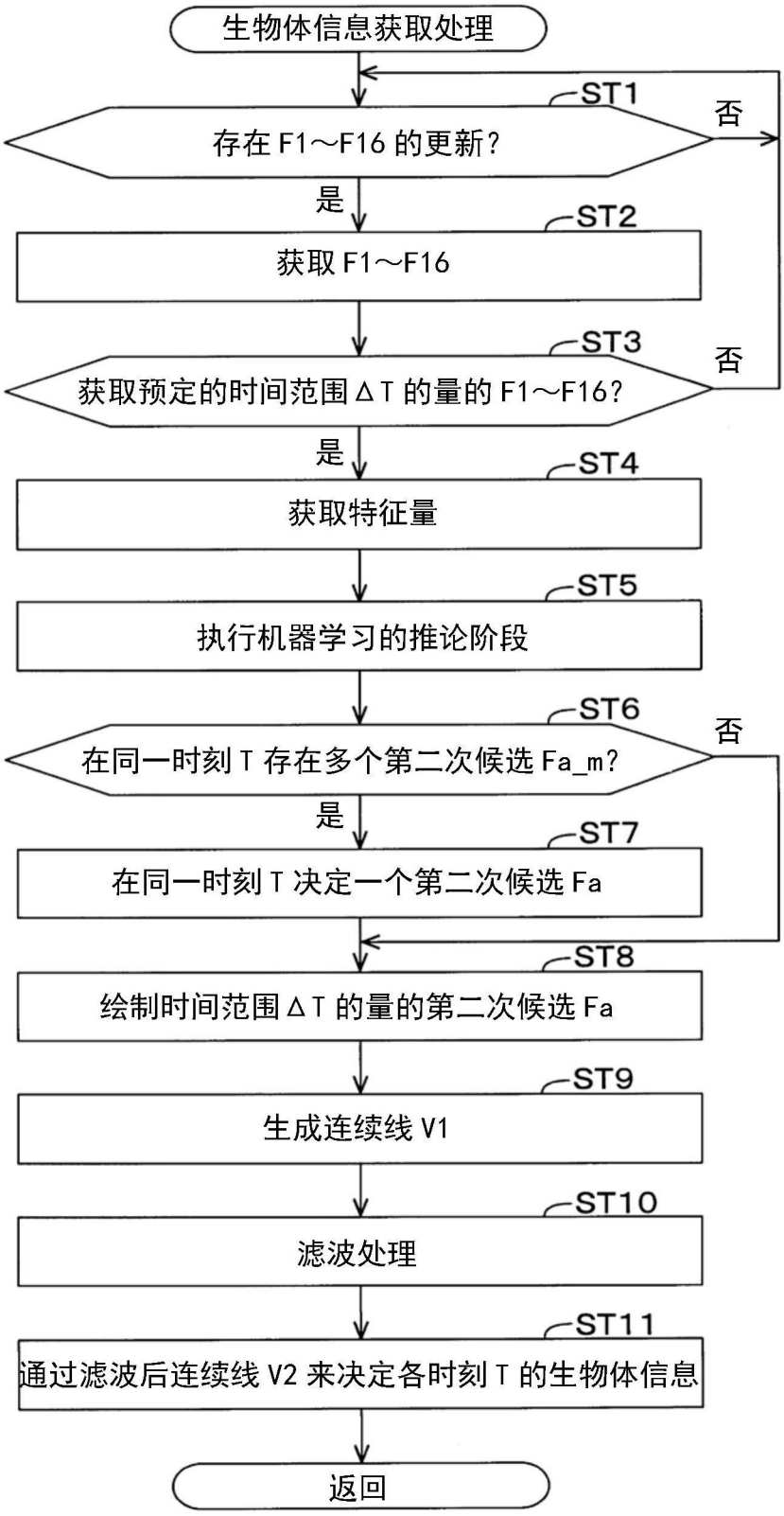

生物体信息获取处理
ST1
存在 F1～F16 的更新?
否
是
ST2
获取 F1～F16
ST3
获取预定的时间范围 ΔT 的量的 F1～F16?
否
是
ST4
获取特征量
ST5
执行机器学习的推论阶段
ST6
在同一时刻 T 存在多个第二次候选 Fa_m?
否
是
ST7
在同一时刻 T 决定一个第二次候选 Fa
ST8
绘制时间范围 ΔT 的量的第二次候选 Fa
ST9
生成连续线 V1
ST10
滤波处理
ST11
通过滤波后连续线 V2 来决定各时刻 T 的生物体信息
返回

图14

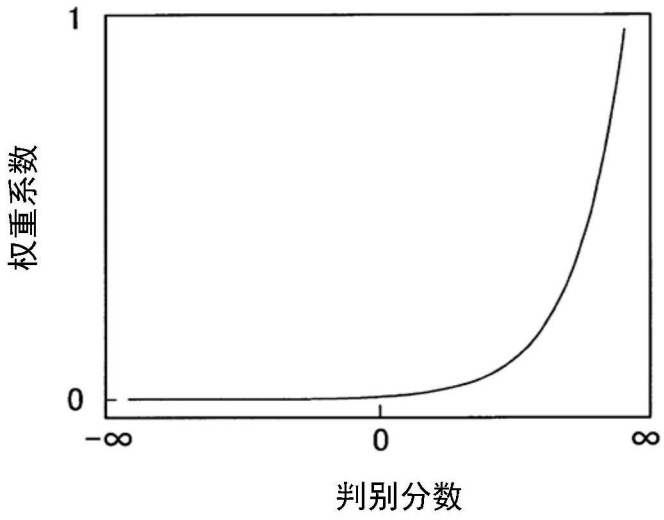

1
0
权重系数
-∞
0
∞
判别分数

图15

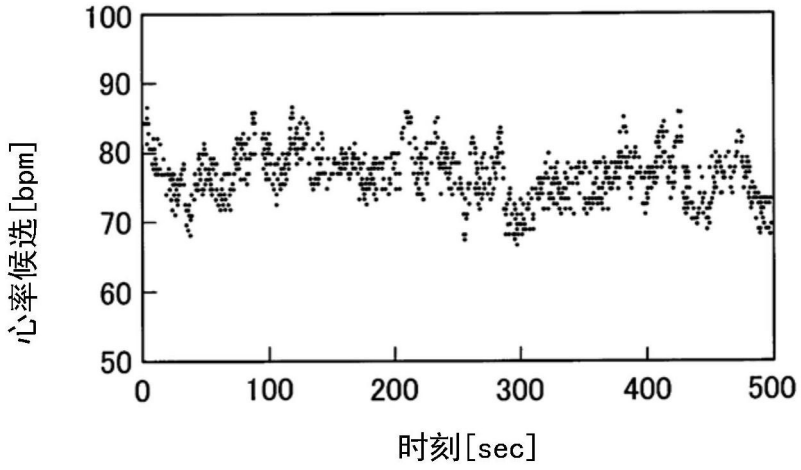

100
90
80
70
60
50
心率候选[bpm]
0
100
200
300
400
500
时刻[sec]

图16

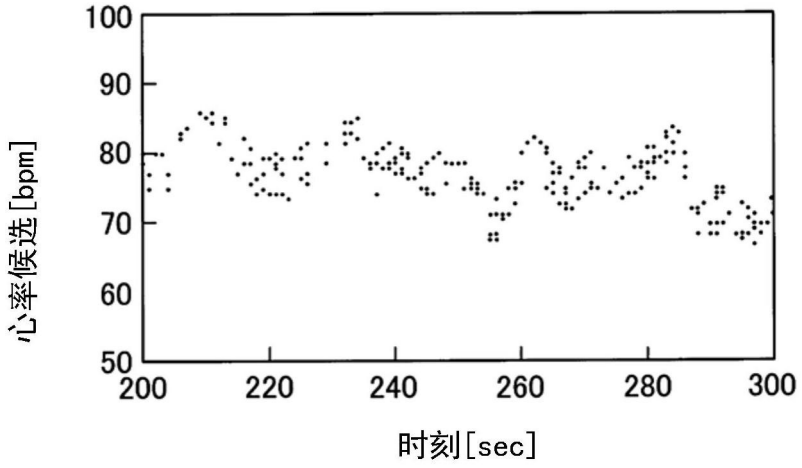

100
90
80
70
60
50
心率候选[bpm]
200
220
240
260
280
300
时刻[sec]

图17

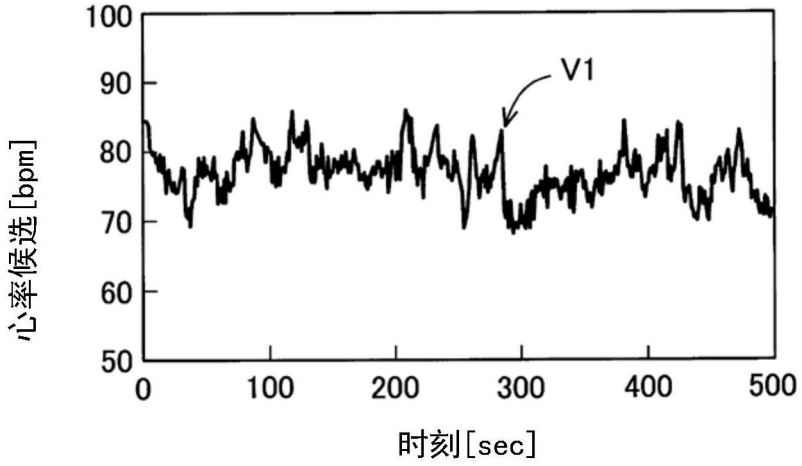

100
90
80
70
60
50
心率候选[bpm]
V1
0
100
200
300
400
500
时刻[sec]

图18

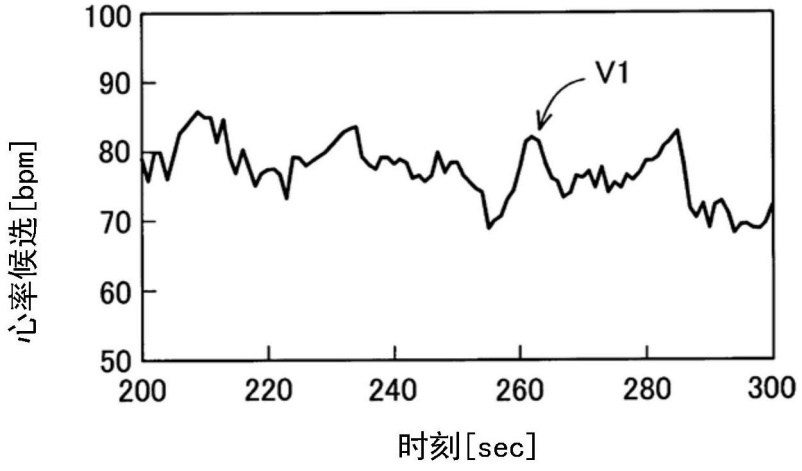

100
90
80
70
60
50
心率候选[bpm]
V1
200
220
240
260
280
300
时刻[sec]

图19

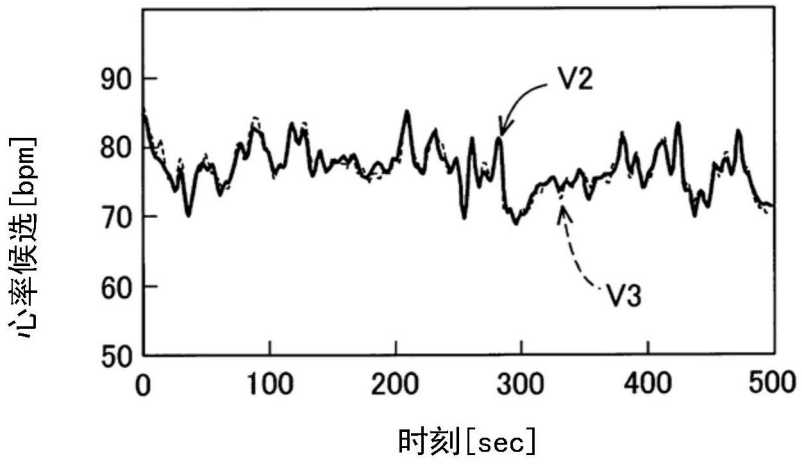

90
80
70
60
50
0
100
200
300
400
500
V2
V3
心率候选[bpm]
时刻[sec]

图20

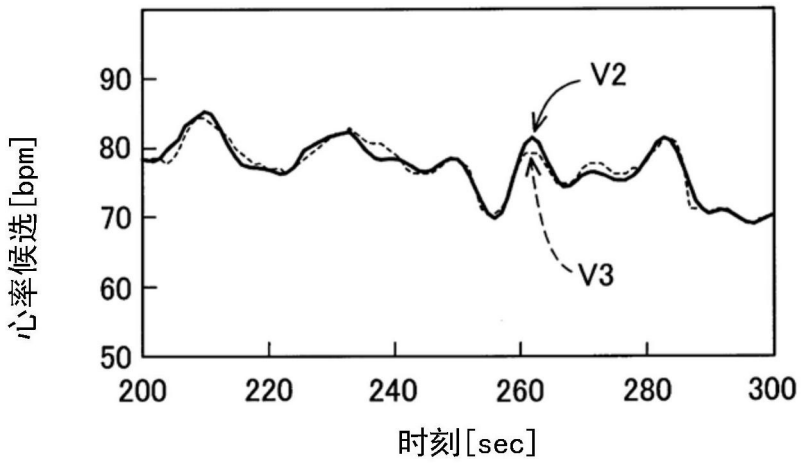

90
80
70
60
50
200
220
240
260
280
300
V2
V3
心率候选[bpm]
时刻[sec]

图21