



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110402104 B

(45) 授权公告日 2023. 02. 28

(21) 申请号 201880017461.6

(22) 申请日 2018.03.12

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110402104 A

(43) 申请公布日 2019.11.01

(30) 优先权数据
2017-050650 2017.03.15 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.09.10

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2018/009579 2018.03.12

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/168807 JA 2018.09.20

(73) 专利权人 欧姆龙健康医疗事业株式会社
地址 日本京都府

(72) 发明人 小久保绫子 和田洋贵 稻井洋祐

(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司
72003

专利代理师 宋晓宝 向勇

(51) Int.Cl.
A61B 5/022 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 1199347 A, 1998.11.18
US 2011190643 A1, 2011.08.04
DE 10243265 A1, 2004.03.25
US 2015305632 A1, 2015.10.29
CN 103561640 A, 2014.02.05
CN 1698535 A, 2005.11.23
CN 104684467 A, 2015.06.03

审查员 王婷婷

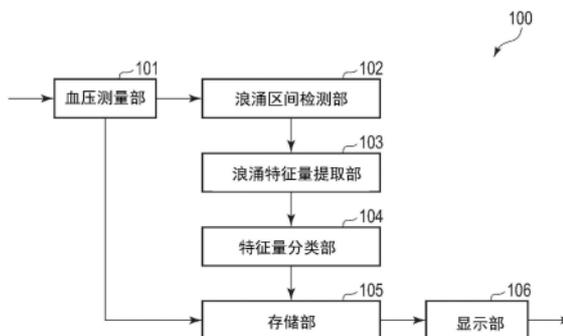
权利要求书2页 说明书15页 附图17页

(54) 发明名称

血压测量装置、方法以及程序

(57) 摘要

能够基于生物体信息来判定生物体的特征。一种血压测量装置,包括:血压测量部,获得与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据;检测部,从时间序列数据中检测出一个以上包括一个浪涌的浪涌区间;提取部,针对每个浪涌提取出一个以上的特征量;以及分类部,基于特征量对浪涌进行分类。



1. 一种血压测量装置,其中,包括:

血压测量部,获得与心拍连动地变化的每一个心拍的收缩期血压、扩张期血压或平均血压的的时间序列数据;

检测部,在所述时间序列数据中,将所述收缩期血压、所述扩张期血压或所述平均血压上升之后下降的时间区间作为浪涌区间并检测出一个以上;

提取部,针对每个所述浪涌区间提取出一个以上的特征量;以及

分类部,基于所述特征量对浪涌区间进行分类,

所述提取部提取所述浪涌区间和在所述浪涌区间血压变动的量作为所述特征量。

2. 如权利要求1所述的血压测量装置,其中,

所述分类部将与所述浪涌区间对应的点映射到空间上,所述空间的维度数量在所述特征量的数量以下且在1以上,并且所述空间将与维度对应的特征量设为轴。

3. 如权利要求1所述的血压测量装置,其中,

所述提取部提取从所述浪涌区间开始到达到峰值为止的上升时间、从达到所述峰值开始到所述浪涌区间结束为止的下降时间、以及在所述上升时间中血压变动的量作为所述特征量。

4. 如权利要求1~3中任一项所述的血压测量装置,其中,

在将所述时间序列数据中的收缩期血压、扩张期血压、平均血压、以及脉压内的至少一个极大值作为峰点,将在所述峰点之前的最接近所述峰点的极小值作为开始点,并将在变为所述峰点之后的最接近所述峰点的极小值以前、且与所述峰点之后的最接近所述峰点的极小值之间的差在某个值以下的点作为结束点的情况下,所述检测部在所述峰点的血压值与在所述开始点的血压值之间的差大于阈值,且所述峰点与所述开始点之间的时间差大于某个第一期间,且所述峰点与所述结束点之间的时间差大于某个第二期间的情况下,检测出从所述开始点开始到所述结束点为止的区间为浪涌区间,所述开始点和所述结束点之间夹入所述峰点。

5. 如权利要求1~3中任一项所述的血压测量装置,其中,

所述血压测量装置还包括:可视化部,以将特征量设为轴的方式来可视化所述分类部分类出的浪涌区间。

6. 如权利要求1~3中任一项所述的血压测量装置,其中,

所述血压测量装置还包括:计算部,计算所述特征量的统计量。

7. 如权利要求6所述的血压测量装置,其中,

所述血压测量装置还包括:可视化部,以将所述特征量的统计量设为轴的方式来可视化所述分类部分类出的浪涌区间。

8. 如权利要求6所述的血压测量装置,其中,

所述血压测量装置还包括:判定部,基于与统计量进行比较的阈值来判定生物体的危险度,所述阈值是对应于所述统计量预先设定的与危险性相关联的阈值。

9. 如权利要求8所述的血压测量装置,其中,

所述血压测量装置还包括:可视化部,根据所述危险度将所述浪涌区间可视化,所述可视化部设定与所述阈值对应的危险基准并区分浪涌区间是否危险。

10. 如权利要求1~3中任一项所述的血压测量装置,其中,

所述血压测量装置还包括:判定部,基于用药记录,来判定检测出的所述浪涌区间是否处于用药的期间。

11. 如权利要求10所述的血压测量装置,其中,

所述血压测量装置还包括:可视化部,区分是否处于用药的期间来将所述浪涌区间可视化。

12. 如权利要求5所述的血压测量装置,其中,

所述血压测量部获得多个用户的时间序列数据,

所述可视化部针对每个用户来可视化所述浪涌区间。

13. 如权利要求1~3中任一项所述的血压测量装置,其中,

所述血压测量装置还包括:频率计算部,计算所述浪涌区间的产生频率;以及

指数计算部,根据预先获取的浪涌区间的产生频率与无呼吸-低呼吸指数之间的关系,并基于所述产生频率来计算无呼吸-低呼吸指数。

14. 一种存储装置,存储程序,其中,

该程序用于使计算机作为权利要求1至13中任一项所述的血压测量装置发挥功能。

血压测量装置、方法以及程序

技术领域

[0001] 本发明涉及一种连续测量血压值的血压测量装置、方法以及程序。

背景技术

[0002] 随着传感器技术的发展,利用生物体信息在早期觉察到生物体的异常变化并有助于治疗成为能够容易地利用高性能的传感器的环境,并且在医疗中的重要性也逐渐增加。

[0003] 已知一种基于张力测定方式(tonometry method)的血压测量装置,这种装置是在将压力传感器直接与手腕的桡骨动脉等动脉经过的生物体部位接触的状态下,能够利用由该压力传感器检测出的信息测量出脉搏、血压等生物体信息(例如参考日本国特开2017-006672号公报)。

发明内容

[0004] 但是,日本国特开2017-006672号公报中记载的血压测量装置只能获取生物体的血压信息,不能察觉血压信息的异常变化。

[0005] 本发明是鉴于上述情况而提出,其目的在于,提供一种血压测量装置、方法以及程序,从血压信息能够提取与急剧的血压变动即“血压浪涌”(以下称为“浪涌(Surge)”)相关的特征量。

[0006] 为了解决上述问题,本发明的第一方面的血压测量装置包括:血压测量部,获得与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据;检测部,从所述时间序列数据中检测出一个以上包括一个浪涌的浪涌区间;提取部,针对每个浪涌提取出一个以上的特征量;以及分类部,基于所述特征量对浪涌进行分类。

[0007] 在本发明的第二方面,所述分类部将所述浪涌映射到空间上,所述空间的维度数量在所述特征量的数量以下且在一以上,并且所述空间将与维度对应的特征量设为轴。

[0008] 在本发明的第三方面,所述提取部提取从所述浪涌开始到所述浪涌达到峰值为止的上升时间、从所述浪涌达到峰值开始到所述浪涌结束为止的下降时间、以及在所述上升时间中血压变动的量作为所述特征量。

[0009] 在本发明的第四方面,在将所述时间序列数据中的收缩期血压的极大值作为峰点,将在所述峰点之前的最接近所述峰点的极小值作为开始点,并将在变为所述峰点之后的最接近所述峰点的极小值以前、且与所述峰点之后的最接近所述峰点的极小值之间的差在某个值以下的点作为结束点的情况下,所述检测部在所述峰点的血压值与在所述开始点的血压值之间的差大于阈值,且所述峰点与所述开始点之间的时间差大于某个第一期间,且所述峰点与所述结束点之间的时间差大于某个第二期间的情况下,检测出从所述开始点开始到所述结束点为止的区间为浪涌区间,所述开始点和所述结束点之间夹入所述峰点。

[0010] 在本发明的第五方面的血压测量装置还包括:可视化部,以将特征量设为轴的方式来可视化所述分类部分类出的浪涌。

[0011] 在本发明的第六方面的血压测量装置还包括:计算部,计算所述特征量的统计量。

[0012] 在本发明的第七方面的血压测量装置还包括：可视化部，以将所述特征量的统计量设为轴的方式来可视化所述分类部分类出的浪涌。

[0013] 在本发明的第八方面的血压测量装置还包括：判定部，基于与统计量进行比较的阈值来判定生物体的危险度，所述阈值是对应于所述统计量预先设定的与危险性相关联的阈值。

[0014] 在本发明的第九方面的血压测量装置还包括：可视化部，根据所述危险度来可视化所述浪涌，所述可视化部设定与所述阈值对应的危险基准并区分浪涌是否危险。

[0015] 在本发明的第十方面的血压测量装置还包括：判定部，基于用药记录，来判定检测出的所述浪涌是否处于用药的期间。

[0016] 在本发明的第十一方面的血压测量装置还包括：可视化部，区分是否处于用药的期间来可视化所述浪涌。

[0017] 在本发明的第十二方面，所述血压测量部获得多个用户的时间序列数据，所述可视化部针对每个用户来可视化所述浪涌。

[0018] 在本发明的第十三方面的血压测量装置还包括：频率计算部，计算所述浪涌的产生频率；以及指数计算部，根据预先获取的浪涌的产生频率与无呼吸-低呼吸指数之间的关系，并基于所述产生频率来计算无呼吸-低呼吸指数。

[0019] 根据本发明的第一方面，血压测量装置获得与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据，根据时间序列数据检测出一个以上包括一个浪涌的浪涌区间，针对每个浪涌提取一个以上的特征量，并基于特征量对浪涌进行分类，从而能够获得与获取到的血压值的生物体的浪涌相关的特征。基于该特征，在患者对应于该生物体的情况下，能够判定对患者用药或进行精密检查的必要性。

[0020] 根据本发明的第二方面，分类部将所述浪涌映射到空间上，所述空间的维度数量在特征量的数量以下且在1以上，并且所述空间将与维度对应的特征量设为轴，从而该浪涌的特征映射到空间中，因此根据其空间的区域的不同，不同的特征变得一目了然，能够立即理解浪涌的特征。因此，也能够理解产生了浪涌的生物体的特征。

[0021] 根据本发明的第三方面，提取部通过提取从浪涌开始到浪涌达到峰值为止的上升时间、从浪涌达到峰值开始到浪涌结束为止的下降时间、以及在所述上升时间中血压变动的量作为特征量，从而能够将浪涌映射到将上升时间和下降时间设为轴的二维空间上。因此，能够利用上升时间以及下降时间对浪涌进行分类，基于生物体的该两个指标能够了解生物体的特征。进一步地，通过变动量也能够推定呼吸系统的负载的程度，也能够将浪涌映射到还包括变动量的三维空间上。其结果，能够基于生物体的该三个指标理解生物体的特征。

[0022] 根据本发明的第四方面，在将时间序列数据中的收缩期血压的极大值作为峰点，将在峰点之前的最接近峰点的极小值作为开始点，并将在变为峰点之后的最接近所述峰点的极小值以前、且与峰点之后的最接近峰点的极小值之间的差在某个值以下的点作为结束点的情况下，检测部在峰点的血压值与在开始点的血压值之间的差大于阈值，且峰点与所述开始点之间的时间差大于某个第一期间，且峰点与结束点之间的时间差大于某个第二期间的情况下，检测出从开始点开始到结束点为止的区间为浪涌区间，开始点和结束点之间夹入所述峰点，由此，能够明确血压值的什么样的时间序列数据作为浪涌，血压测量装置能

够对浪涌明确地进行分类。

[0023] 根据本发明的第五方面,由于以将特征量设为轴的方式来可视化分类部分类出的浪涌,因此医师或者患者能够观察基于特征量进行分类的浪涌。因此,看一眼就能够掌握与浪涌相关的患者的状态。

[0024] 根据本发明的第六方面,由于计算特征量的统计量,因此容易掌握某一期间的整体的趋势。

[0025] 根据本发明的第七方面,由于以统计量来进行可视化,因此看一眼就容易掌握某一期间的整体的趋势。

[0026] 根据本发明的第八方面,由于能够将与危险性相关联的阈值与统计量进行比较来判定生物体的危险度,因此在针对多个患者进行统计的情况下,提出对每个患者的危险度的基准的意见以易于理解。

[0027] 根据本发明的第九方面,由于根据危险度来进行可视化,并且设定危险基准来区分浪涌是否危险,因此能够掌握每个浪涌的危险性。或者,在多个用户的情况下能够掌握针对每个用户的危险性。

[0028] 根据本发明的第十方面,由于能够判定检测出的浪涌是否是用药期间的浪涌,因此能够将浪涌的特征量和用药的有无结合地进行考虑。在通过浪涌的特征量判定患者的状态发生变化的情况下,能够判定用药的有效性。

[0029] 根据本发明的第十一方面,由于区分是否处于用药的期间来对所述浪涌进行可视化,因此根据是否是用药期间来判明浪涌是否变化。因此,看一眼就能够判别用药是否对浪涌有效果。

[0030] 根据本发明的第十二方面,由于针对每个用户可视化浪涌,因此能够掌握每个用户的浪涌的特征。

[0031] 根据本发明的第十三方面,通过计算血压浪涌的产生频率,根据预先获取的血压浪涌的产生频率与无呼吸-低呼吸指数之间的关系,并基于产生频率来计算无呼吸-低呼吸指数,从而通过参考血压浪涌能够计算无呼吸-低呼吸指数。因此,由于通过分析血压浪涌,能够计算无呼吸-低呼吸指数,因此能够比以前更容易获得该指数。

[0032] 即,根据本发明的各个方面,能够提供一种血压测量装置、方法以及程序,能够基于生物体信息来判定生物体的特征。

附图说明

[0033] 图1是示出第一实施方式的血压测量装置的框图。

[0034] 图2是示出图1的血压测量装置中包含的血压测量部的框图。

[0035] 图3是示出将图1的血压测量装置佩戴于手腕的一个例子的图。

[0036] 图4是佩戴有图3的血压测量装置的手腕的剖视图。

[0037] 图5是示出图2至图4的传感器的配置的一个例子的图。

[0038] 图6是示出浪涌的特征量的图。

[0039] 图7是示出每一个心拍的脉搏波的压力随时间的变化与其中的一个脉搏波的图。

[0040] 图8是示出认为产生浪涌的连续的血压值的时间序列数据的图。

- [0041] 图9是示出关于来自图8的浪涌的某个特征量的二维图的图。
- [0042] 图10是示出图1的血压测量装置的动作的流程图。
- [0043] 图11是第二实施方式的血压测量装置的框图。
- [0044] 图12是示出存储在图11的浪涌检测结果DB中的数据的数据的图。
- [0045] 图13是示出存储在图11的浪涌统计量DB中的数据的数据的图。
- [0046] 图14是示出存储在图11的危险阈值DB中的数据的数据的图。
- [0047] 图15是示出存储在图11的用药记录DB中的数据的数据的图。
- [0048] 图16是示出在图11的第一例的动作的流程图。
- [0049] 图17是示出当在第一例的可视化部将一个特征量设为一个轴时的显示的一个例子的图。
- [0050] 图18是示出当在第一例的可视化部将两个特征量设为两个轴时的显示的一个例子的图。
- [0051] 图19是示出在图11的第二例的动作的流程图。
- [0052] 图20是示出当在第二例的可视化部将两个特征量设为两个轴时的显示的一个例子的图。
- [0053] 图21是示出在图11的第三例的动作的流程图。
- [0054] 图22是示出当在第三例的可视化部将两个特征量设为两个轴时的显示的一个例子的图。
- [0055] 图23是示出在图11的第四例的动作的流程图。
- [0056] 图24是示出当在第四例的可视化部将两个特征量设为两个轴时的显示的一个例子的图。
- [0057] 图25是示出第三实施方式的血压测量装置的框图。
- [0058] 图26是图示了图25的AHI-SI相关DB的内容的一部分的图。
- [0059] 图27是示出图25的血压测量装置的动作的流程图。
- [0060] 图28是示出实施方式的血压测量装置的的的一个例子的图。

具体实施方式

[0061] 以下,参照附图对本发明的实施方式的血压测量装置、方法以及程序进行说明。需要说明的是,在以下的实施方式中,赋予相同附图标记的部分进行相同的动作,并省略重复的说明。

[0062] (第一实施方式)

[0063] 参考图1至图5对本实施方式的血压测量装置100进行说明。图1是血压测量装置100的功能框图,其示出了在时间上连续测量的血压测量部101、浪涌区间检测部102、浪涌特征量提取部103、特征量分类部104、存储部105、以及显示部106。图2是血压测量部101的功能框图,其能够采用张力测定方式在时间上连续地测量每一个心拍的血压。图3是佩戴有血压测量装置100的成像图,是从横向(手打开时手指排列的方向)观察手掌的概略透视图。图3示出压力传感器与桡骨动脉交叉并配置成二列的一个例子。图3虽然示出血压测量装置100载置在手臂的手掌侧的状态,但在实际的使用状态中血压测量装置100缠绕并固定于手臂。

[0064] 图4是在血压测量装置100佩戴于手腕的状态下在传感器部201的位置处的血压测量装置100和手腕W的剖视图。在图4中,也示出了桡骨动脉RA被血压测量装置100按压并且其上部被扁平化。图5是从与生物体接触的一侧观察血压测量装置100的图,在该接触的面上传感器部201沿两列平行地配置。传感器部201具有沿方向B排列的多个传感器,该方向B是在血压测量装置100安装于手腕W的状态下与桡骨动脉延伸的方向A交叉的方向。

[0065] 如图1所示,血压测量装置100包括:血压测量部101、浪涌区间检测部102、浪涌特征量提取部103、特征量分类部104、存储部105、以及显示部106。

[0066] 血压测量装置100例如呈环状,像手环一样缠绕于手腕等,并根据生物体信息测量血压。如图2以及图3所示,就血压测量装置100而言,以传感器部201(例如,压力传感器)位于桡骨动脉上的方式配置血压测量装置100。另外,优选地,血压测量装置100根据心脏的高度而配置。

[0067] 血压测量装置101例如用于获得与心拍连动地变化的血压值的波形的时间序列数据,并通过张力测定法测量在时间上连续的每一个心拍的脉搏波的压力。张力测定法是通过用压力传感器(例如,压力脉搏波传感器)压扁血管来测量压力脉搏波并确定血压的方法。如果将血管视为厚度均匀的圆管,则与血管内的血液的流动、脉搏的有无无关,考虑血管壁并根据拉普拉斯定律,能够导出血管的内压(血压)和血管的外压(压力脉搏波的压力)之间的关系式。在该关系式中,在血管在按压面被压扁的条件下,通过将血管的外壁以及内壁的半径进行近似,从而能够将压力脉搏波的压力近似等于血压。因此,以后压力脉搏波的压力与血压变为相同的值。其结果,能够测量佩戴有血压测量部101的生物体的每一个心拍的血压值。

[0068] 浪涌区间检测部102从由血压测量部101获取的连续的血压值的时间序列数据检测浪涌区间。如上所述,浪涌是指急剧的血压变动。这里,典型来说,将满足成为浪涌的条件的时间确定为浪涌区间。换言之,在这里没有对成为浪涌的条件进行严格地定义。但是,仅将这里所记述的成为浪涌的条件代替其他的条件,本实施方式的血压测量装置100就能够应用成为浪涌的任何条件。

[0069] 血压值的时间序列数据的一部分成为典型的浪涌的条件例如能认为是以下的条件。以下的条件是以收缩期血压(SBP:systolic blood pressure)的值的变化来表现。然而,可以用收缩期血压、扩张期血压、平均血压、以及脉压内的至少一个值的变化来表现条件。需要说明的是,由于即使实际的SBP的值变为连续的值也不会形成平滑的曲线,因此在以后的处理中,对血压值的时间序列数据实施平滑处理以易于处理,例如加工为连续的平滑的可微分曲线。这里,表示出血压值的时间序列数据的曲线经过了平滑且可微分的平滑处理。以下,参考图6进行说明。

[0070] 如图6所示,在结束以上的平滑处理之后,在SBP的时间序列数据中选择具有极大值的峰点 P_{1B} 。通常能发现多个该峰点 P_{1B} 。接下来,寻找在时间上早于该峰点 P_{1B} 的具有极小值的极小点 P_{2B} ,在找到极小点 P_{2B} 的情况下,进入到下面的条件。判定 P_{1B} 的血压值与 P_{2B} 的血压值之间的差分 $P1$ 是否大于某个阈值(例如,20mmHg)。在小于的情况下,判定不是浪涌。接下来,判定峰点 P_{1B} 与极小点 P_{2B} 之间的时间差 $N1$ 是否大于某个期间(例如,五个心拍的时长),在大于的情况下,判定 P_{2B} 是血压浪涌的开始点。接下来,求出在峰点 P_{1B} 之后的时刻的微分值大于某个值(例如,-0.2mmHg/秒)的点 P_{3B} 。接下来,判定点 P_{1B} 与点 P_{3B} 之间的时间差 $N2$

是否大于某个期间(例如,七个心拍的时长),在大于的情况下,判定点 P_{3B} 是血压浪涌的结束点。其中,在大于的情况下,判定在这些点 P_{1B} 、点 P_{2B} 、点 P_{3B} 形成浪涌。在该情况下,浪涌区间检测部102将从点 P_{2B} 到点 P_{3B} 的区间视为浪涌区间。

[0071] 浪涌特征量提取部103提取检测出的浪涌的特征量。作为浪涌的特征量是对应于图6所示的与点 P_{1B} 、 P_{2B} 、以及 P_{3B} 的血压值和时刻相关联的量。在图6所示的特征量中例如有 $P1$ 、 $P2$ 、 $N1$ 以及 $N2$ 。 $P1$ 是在浪涌的峰点 P_{1B} 的血压值与在浪涌的开始点 P_{2B} 的血压值之间的差。 $P2$ 是在浪涌的峰点 P_{1B} 的血压值与在浪涌的结束点 P_{3B} 的血压值之间的差(称为血压变动量)。 $N1$ 是在浪涌的峰点 P_{1B} 的时刻与在浪涌的开始点 P_{2B} 的时刻之间的差,并将其称为上升时间。 $N2$ 是在浪涌的峰点 P_{1B} 的时刻与在浪涌的结束点 P_{3B} 的时刻之间的差,并将其称为下降时间。

[0072] 在本实施方式中,浪涌特征量提取部103针对每个浪涌提取上升时间和下降时间。即,浪涌特征量提取部103针对每个在浪涌区间检测部102检测出的浪涌区间提取上升时间和下降时间。

[0073] 特征量分类部104基于在浪涌特征量提取部103提取出的特征量对浪涌进行分类。特征量分类部104例如将每个浪涌映射到将上升时间和下降时间设为轴的二维平面上,设定二维平面的区域,并对浪涌进行分类。稍后参考图9说明特征量分类部104进行的分类。一般来说,特征量分类部104将浪涌映射到特定维度数量的空间并对浪涌进行分类,该特定维度数量的空间是将特征量的种类数量以下并且一个以上的数量设为维度数量,并将与每个维度对应的特征量设为轴的空间。

[0074] 存储部105存储特征量分类部104分类出的分类结果。存储部105例如将分类结果与每个生物体相对地存储。

[0075] 显示部106显示存储在存储部105中的分类结果。显示部106例如可以经由无线部在与血压测量装置100不同的装置上显示分类结果。

[0076] 接下来,参考图2对血压测量部101进行说明。

[0077] 血压测量部101包括:传感器部201、按压部202、控制部203、存储部204、操作部205以及输出部206。传感器部201在时间上连续地检测压力脉搏波。例如,传感器部201检测每一个心拍的压力脉搏波。传感器部201包括检测压力的传感器,如图3所示,其配置于手掌侧,通常如图3所示沿手臂的延伸方向平行地配置为两列。

[0078] 包括多个传感器的传感器阵列中的每一列与手臂的延伸方向交叉(几乎正交)并配置有多个(例如,46个)传感器。按压部202包括泵以及阀、压力传感器、以及空气袋,并能够通过空气袋膨胀以适当的压力将传感器部201的传感器部分按压在手腕上并提高传感器的灵敏度。通过泵以及阀将空气引入到空气袋,压力传感器检测空气袋内的压力,并通过控制部203监视并控制从而将空气袋内的压力调整到合适的压力。控制部203对血压测量部101进行整体的控制,从传感器部201接收脉搏波的时间序列数据,并将该数据转换为血压值的时间序列数据存储存储在存储部204中。

[0079] 存储部204存储血压值的时间序列数据,并根据来自控制部203的要求来传递期望的数据。操作部205从键盘、鼠标以及麦克风等接受来自用户等的输入,或者用有线或者无线的方式来接受来自外部的服务器等的指示。输出部206经由控制部203接收存储在存储部204中的血压值的时间序列数据并向血压测量部101的外部传递。

[0080] 如图3以及图4所示,血压测量装置100配置于手腕的手掌侧,血压测量部101的传感器部201配置为位于桡骨动脉RA上。如图4的箭头所示,按压部202将传感器部201按压在手腕W上并将桡骨动脉RA压扁。需要说明的是,虽然在图3以及图4中没有示出,但血压测量装置100呈环状,并通过像手环一样缠绕于手腕等来测量血压。

[0081] 接下来,参考图5对血压测量装置100的传感器部201进行说明。图5示出传感器部201与手腕W接触的一侧的面。如图5所示,传感器部201具有一个以上的(在该例子中是两个)传感器阵列,传感器阵列中的每一个具有沿方向B排列的多个传感器。方向B是在血压测量装置100被佩戴于被测量者的状态下与桡骨动脉的延伸方向A交叉的方向。例如,方向A与方向B可以正交。在一个列上传感器例如能配置有46个(称为46个信道)。需要说明的是,这里传感器被附上信道编号。另外,传感器的配置不限定于图5所示的例子。

[0082] 各传感器测量压力并生成压力数据。作为传感器,能够使用将压力转换为电信号的元件。能够获得如图7所示的压力波形作为压力数据。基于从一个传感器(有效信道)中输出的压力数据来生成压力脉搏波的测量结果,该一个传感器是从传感器中适应地选择的传感器。一个心拍的压力脉搏波的波形中的最大值与SBP相对应,一个心拍的压力脉搏波的波形中的最小值与扩张期血压(DBP:diastolic blood pressure)相对应。

[0083] 血压数据能够包括压力脉搏波的测量结果以及从每个传感器输出的压力数据。需要说明的是,脉搏波的测量结果可以不在血压测量部101中生成,而由包括血压测量装置100内的信息处理部的控制部203基于压力数据来生成。另外,血压测量装置100根据压力脉搏波的测量结果计算出血压值的时间序列数据,并可以输出血压值的时间序列数据来代替脉搏波的测量结果。

[0084] 接下来,参考图7对根据血压测量部101测量的压力脉搏波计算出的血压的时间序列数据进行说明。图7示出在测量出每一个心拍的压力脉搏波的压力时根据压力脉搏波的压力计算出的血压的时间序列数据。另外,在图7中,示出了基于其中一个压力脉搏波的血压的波形700。针对每一个心拍检测基于压力脉搏波的血压作为图7所示的波形,并且连续地检测基于每个压力脉搏波的血压。图7的波形700是基于一个心拍的压力脉搏波的血压波形,701的压力值与SBP对应并且702的压力值与DBP对应。如与图7的压力脉搏波对应的血压的时间序列所示那样,通常,针对每一个心拍的血压波形的SBP703以及DBP704发生变动。

[0085] 接下来,参考图8对在血压测量部101检测出的血压值的时间序列数据中,由浪涌区间检测部102检测出的浪涌区间以及由浪涌特征量提取部103提取的特征量进行说明。

[0086] 浪涌区间检测部102检测浪涌的峰点。在时刻 t_2 、 t_5 、 t_8 、 t_{11} 发现该峰点,在图8中,长方形的内部示出峰点。然后,浪涌区间检测部102检测浪涌的开始点。在时刻 t_1 、 t_4 、 t_7 、 t_{10} 发现该浪涌的开始点。进一步地,在时刻 t_3 、 t_6 、 t_9 、 t_{12} 发现浪涌的结束点。另外,示出了801以及802以供参考,801以及802分别示出REM睡眠状态、觉醒反应,并且由其他的检测装置检测。需要说明的是,浪涌的开始点的发现方法有如下方法:例如在发现峰点之后,寻找在早于峰点的时刻作为最小值的点,当最小值的血压值与在峰点的血压值之间的差在某个值以上时,将具有该最小值的点作为浪涌的开始点。其他的发现浪涌的开始点的方法也有如下方法:将在早于峰点的时刻、低于峰值且与峰值的差为某个值的点作为开始点的方法。另一方面,发现浪涌的结束点的方法有如下方法:例如在找到浪涌的开始点之后,将在峰点之后的时刻、低于峰值且与峰值的差为某个值的点作为结束点。

[0087] 在本实施方式中,浪涌特征量提取部103获取每个浪涌的上升时间和下降时间,特征量分类部104将这些特征量进行分类。在图8的例子中,每个浪涌的上升时间和下降时间为:(上升时间,下降时间) = ($|t_1-t_2|$, $|t_2-t_3|$)、($|t_4-t_5|$, $|t_5-t_6|$)、($|t_7-t_8|$, $|t_8-t_9|$)、以及($|t_{10}-t_{11}|$, $|t_{11}-t_{12}|$) (需要说明的是,|是绝对值的运算符)。需要说明的是,可以使用每单位时间内的浪涌产生频率(SI:Surge Index),或根据SI推定出的AHI作为特征量。对于SI或AHI的推定稍后进行描述。

[0088] 接下来,参考图9说明在血压测量部101检测出的血压值的时间序列数据中,根据浪涌特征量提取部103提取出的特征量即上升时间和下降时间,特征量分类部104进行的分类。

[0089] 图9是特征量分类部104将上升时间和下降时间进行二维映射的图。图9所示的各点分别与一个浪涌相对应。在图9中,由于特征量分类部104将上升时间以及下降时间以均在某个阈值以上或以下的方式划分为两种,在二维图中分类并表征为四个区域。

[0090] 与浪涌的上升时间对应的区间被称为表示自主神经系统的调整力,与浪涌的下降时间对应的区间被称为表示血压调整力。即,示出上升时间越长自主神经调整力越强,下降时间越短血压调整力越强。在图9中,如果在每个轴上设置阈值并依照该指标,则被分类为上升时间以及下降时间都在阈值以上的第一象限;上升时间在阈值以下并且下降时间在阈值以上的第二象限;上升时间以及下降时间都在阈值以下的第三象限;以及上升时间在阈值以上并且下降时间在阈值以下的第四象限的四个象限。特征量分类部104将阈值作为边界,并将自主神经调整力在上升时间轴上分类为较弱或较强,将血压调整力在下降时间轴上分类为较强或者较弱。

[0091] 第一象限示出自主神经调整力较强但血压调整力较弱,第二象限示出自主神经调整力较弱进而血压调整力也较弱,第三象限示出自主神经调整力较弱但血压调整力较强,第四象限示出自主神经调整力较强进一步地血压调整力也较强。在图9的例子中,如果除去边界附近的事件之外,则在第一象限中有零个事件,在第二象限中有四个事件,在第四象限中有一个事件,在第二象限与第三象限之间的边界附近有一个事件以及在第一象限与第四象限之间的边界附近有一个事件。

[0092] 由于该生物在第二象限的事件较多,因此从图9的二维映射中立即就知道自主神经调整力和血压调整力均处于较弱的趋势。另外,从自主神经调整力来看,五个事件处于较弱的区域并且两个事件处于较强的区域。另外,从血压调整力来看,如果去除边界区域,则四个事件处于较弱的区域并且一个事件处于较强区域。另外,如果调查产生比例,则由于自主神经调整力为5/2并且血压调整力为4/1,因此知道与自主神经调整力较弱相比,更容易引起血压调整力较弱。

[0093] 接下来,参考图10对血压测量装置100的动作的一个例子进行说明。图10是示出血压测量装置100的动作的典型的一个例子的流程图。

[0094] 血压测量部101从生物体获取血压值的时间序列数据,并传递给浪涌区间检测部102(步骤S1001)。血压测量部101将该时间序列数据传递给存储部105,存储部105依次存储该血压值的时间序列数据。

[0095] 在步骤S1002中,浪涌区间检测部102从血压值的时间序列数据检测浪涌区间,并将时间序列数据与浪涌区间的信息一起传递给浪涌特征量提取部103。

[0096] 在步骤S1003中,浪涌特征量提取部103针对每个从浪涌区间确定的浪涌提取浪涌的特征量。在图9的例子中,虽然提取在浪涌区间的上升时间和下降时间作为特征量,但只要是能够从浪涌提取的特征量,可以是任意的特征量。

[0097] 在步骤S1004中,基于由特征量分类部104提取出的特征量对浪涌进行分类。特征量分类部104根据特征量的关注的种类,将与特征量对应的浪涌映射到多维空间。在该情况下,维度数量在特征量的种类以下且一以上。在图9的例子中,由于特征量为上升时间和下降时间两种,因此将以两个特征量确定的与浪涌对应的点映射到二维空间中。特征量分类部104映射到多维空间中的数据存储在存储部105中。

[0098] 在步骤S1005中,显示部106接收存储在存储部105中的映射到多维空间中的数据并显示。例如,如图9所示。如图9所示,如果针对每个生物体将表示各调整能力的特征量映射到多维空间上,则哪个部分存在问题一目了然,例如,能够有助于医师的治疗方针。

[0099] 根据以上的第一实施方式的血压测量装置,从血压值的时间序列数据检测出一个以上包括一个浪涌的浪涌区间,针对每个浪涌提取一个以上的特征量,并基于特征量对浪涌进行分类,从而能够获得与获取的血压值的生物体的浪涌相关的特征。基于该特征能够容易地筛选生物体的弱点,当患者对应于该生物体时,能够判定对患者用药或进行精密检查的必要性。

[0100] 另外,由于通过将浪涌映射到将特征量设为轴的维度数量的空间上,从而该浪涌的特征被映射到空间中,因此根据其空间的区域的不同,不同的特征变得一目了然,能够立即理解浪涌的特征。因此,也能够理解产生了浪涌的生物体的特征,例如,能够有助于医师的治疗方针。

[0101] (第二实施方式)

[0102] 参考图11对本实施方式的血压测量装置进行说明。图11是第二实施方式的血压测量装置的框图。第二实施方式的血压测量装置与第一实施方式的血压测量装置不同之处是进一步地计算出浪涌统计量。进一步地,在第二实施方式的血压测量装置中,考虑用药记录并相应地改变可视化。

[0103] 本实施方式的血压测量装置1100包括:血压测量部101、浪涌检测部1110、可视化条件接受部1101、浪涌检测结果数据库(称为DB)1102、检测结果数据获取部1103、浪涌统计量计算部1104、用药记录DB1105、用药前后判定部1106、浪涌统计量DB1107、危险阈值DB1108、以及可视化部1109。

[0104] 浪涌检测部1110是将浪涌区间检测部102和浪涌特征量提取部103合在一起的检测部。即,浪涌检测部1110根据从血压测量部101获取的连续的血压值的时间序列数据来检测浪涌区间。然后,浪涌检测部1110提取检测出的浪涌的特征量。作为浪涌的特征量,是对应于图6所示的与点 P_{1B} 、 P_{2B} 、以及 P_{3B} 的血压值和时刻相关联的量。具体来说,浪涌的特征量有血压变动量、上升时间、下降时间。血压变动量是在上升时间中血压变动的量,并且称为表示呼吸系统的负载的程度。血压变动量越大负载越大。需要说明的是,上升时间以及下降时间如第一实施方式所述。

[0105] 可视化条件接受部1101接受可视化条件,该可视化条件示出将浪涌的特征量中的哪个特征量作为变量,并将哪些内容进行可视化(例如,显示在显示画面上)。可视化的方式例如有将浪涌指数(也称为SI)作为变量的一维图;以及将上升时间和下降时间作为变量的

二维图等。其中,浪涌指数是指每一个小时的浪涌的产生次数。作为显示的内容例如有汇总某一个用户的一个机会的结果后的内容。一个机会称为一次机会,示出从开始对被检测者进行连续的血压测量到测量结束的一次机会。其中,设想一次机会为一晚。在本实施方式中,浪涌检测部1110接受以下四个内容中的任意一个:(第一例)汇总了一个人一次机会的结果的图;(第二例)汇总了一个人多次机会的结果的图;(第三例)一个人一次机会的所有结果的图;以及(第四例)汇总了每个被检测者的一次机会的结果并绘制所有人的结果的图。

[0106] 浪涌检测结果DB1102记录在血压测量部101以及浪涌检测部1110检测到的特征点以及特征量的数据。在本实施方式中,做记录的对象有一个人的一次机会、一个人多次机会、以及所有被检测者的一次机会。特征点以及特征量与在第一实施方式所说明的特征点以及特征量相同。稍后参考图12对浪涌检测结果DB1102存储的数据的一个例子进行说明。

[0107] 检测结果数据获取部1103基于来自可视化条件接受部1101的可视化条件从浪涌检测结果DB1102获取检测结果数据。

[0108] 浪涌统计量计算部1104计算检测结果数据获取部1103获取的检测结果数据的浪涌的统计量。浪涌的统计量例如有浪涌指数、上升时间的平均值、下降时间的平均值、血压变动量的平均值、以及它们的标准偏差(也称为SD)。

[0109] 用药记录DB1105记录每个被检测者在什么时间用什么药的数据。在用药记录DB1105中,例如记录有针对用药开始日和药的信息。稍后参考图15对用药记录DB1105存储的数据的一个例子进行说明。

[0110] 用药前后判定部1106参考用药记录DB1105来判定来自浪涌统计量计算部1104的浪涌统计量(即,检测出的浪涌)是在用药前的统计量还是在用药后的统计量。其中,用药前是指开始用药以前并且没有用药的状态,用药后是指开始用药之后并且持续用药的状态。

[0111] 浪涌统计量DB1107针对每个被检测者记录在浪涌统计量计算部1104计算出的浪涌统计量。参考图13对浪涌统计量DB1107存储的数据的一个例子进行说明。

[0112] 危险阈值DB1108预先存储与浪涌统计量对应的、并与危险性相关联的阈值。另外,在检测结果数据获取部1103获取多次机会的情况下,危险阈值DB1108可以从某个被检测者的浪涌统计量的平均值偏离的偏差为基准设定阈值并进行存储。例如,将从平均值偏离1个标准偏差作为阈值,如果从平均值偏离1个标准偏差以上则判定为危险。稍后参考图14对危险阈值DB1108存储的数据的一个例子进行说明。例如可视化部1109可以进行阈值与浪涌统计量之间的比较。

[0113] 可视化部1109将浪涌特征量可视化为在一个轴以上具有变量的一维以上的图。以在用药前后改变颜色并能够识别的方式显示每个被检测者、每副药剂。

[0114] 接下来,参考图12、图13、图14、以及图15对将存储在浪涌检测结果DB1102、浪涌统计量DB1107、危险阈值DB1108、以及用药记录DB1105中的数据的一个例子进行说明。

[0115] 如图12所示,存储在浪涌检测结果DB1102中的浪涌检测结果数据例如为被检测者ID、浪涌开始时刻、浪涌峰值时刻、浪涌结束时刻、变动量、上升时间。

[0116] 如图13所示,存储在浪涌统计量DB1107中的浪涌统计量数据例如为被检测者ID、测量日、SI、变动量的平均值、变动量标准偏差、上升时间的平均值、上升时间标准偏差。在作为(第一例)的一个人一次机会、作为(第二例)的一个人一次机会的所有数据的情况下,

浪涌统计量数据为1行。在作为(第二例)的一个人多次机会的情况下,浪涌统计量数据为测量的机会的行数。在作为(第四例)的多个人一次机会的情况下,浪涌统计量数据是被检测者数量的行数。

[0117] 如图14所示,存储在危险阈值DB1108中的危险阈值数据例如有变动量、上升时间、下降时间。在以下所示的例子中,虽然设想仅有一个种类的阈值,但也可以存在多个危险度级别的阈值。

[0118] 如图15所示,存储在用药记录DB1105中的用药记录数据例如有用药日、药剂、一次机会服用量、用药期间。在以下所示的例子中,虽然仅设想一个种类,但也可以保存多个药剂信息。

[0119] (第一例)

[0120] 接下来参考图16、图17、以及图18对第一例进行说明。第一例是汇总一个人一次机会的结果并进行绘图的情况。

[0121] 可视化条件接受部1101接受一个人一次机会,并将对某个被检测者的一晚上的浪涌检测进行可视化的指示传递到检测结果数据获取部1103(步骤S1601)。检测结果数据获取部1103从浪涌检测结果DB1102获取依照一个人一次机会的数据(步骤S1602)。

[0122] 浪涌统计量计算部1104根据浪涌检测结果数据计算浪涌统计量(步骤S1603)。浪涌统计量计算部1104例如计算出与图17、图18所示的浪涌指数、下降时间、以及上升时间相关的统计量并记录在浪涌统计量DB1107中。由于仅有在一人一次机会情况下一晚上的数据,因此用药前后判定部1106不进行判定。

[0123] 可视化部1109对从浪涌统计量DB1107获取的浪涌统计量和从危险阈值DB1108获取的危险阈值进行可视化(步骤S1604)。可视化部1109例如绘制如图17以及图18所示的图。这里虽然示出了一维和二维的图,但也可以是组合起来的三维图。此外,也可以在多维空间绘制包括血压变动量的图。

[0124] (第二例)

[0125] 接下来参考图19、图20对第二例进行说明。第二例是汇总一个人多次机会的结果并进行绘图的情况。

[0126] 可视化条件接受部1101接受一个人多次机会,并将对某个被检测者在多个夜晚的浪涌检测进行可视化的指示传递到检测结果数据获取部1103(步骤S1901)。检测结果数据获取部1103从浪涌检测结果DB1102获取依照一个人多次机会的数据(步骤S1902)。

[0127] 浪涌统计量计算部1104根据浪涌检测结果数据来计算浪涌统计量(步骤S1903)。用药前后判定部1106参考用药记录DB1105来判定浪涌统计量计算部1104计算出的浪涌统计量是在用药前的统计量还是在用药后的统计量,将包括有判定结果的浪涌统计量记录在浪涌统计量DB1107中(步骤S1904)。

[0128] 可视化部1109对从浪涌统计量DB1107获取的浪涌统计量、判定用药前后的结果以及从危险阈值DB1108获取的危险阈值进行可视化(步骤S1905)。图20示出了可视化部1109进行可视化的一个例子。根据图20,能够将用药前与用药后进行比较,从而知道下降时间在用药后小于用药前。由于下降时间越小血压调整力越优异的可能性高,因此能够解释为药产生了效果的可能性较高。

[0129] 这样,根据一次机会或多次机会的结果,能够知道从开始治疗的发展情况和用药

的效果。

[0130] (第三例)

[0131] 接下来参考图21以及图22对第三例进行说明。第三例是汇总一个人一次机会的所有结果并进行绘图的情况。所有的结果是指不仅包括统计量,还包括每个浪涌的特征量的结果。

[0132] 可视化条件接受部1101接受一个人一次机会的所有结果的指示,并将针对某个被检测者的一晚上的浪涌检测,不仅可视化统计量也可可视化各浪涌的特征量的指示传递到检测结果数据获取部1103(步骤S2101)。检测结果数据获取部1103从浪涌检测结果DB1102获取依照一个人一次机会的指示的数据(步骤S2102)。

[0133] 浪涌统计量计算部1104根据获取的浪涌检测结果数据计算浪涌统计量,并将计算出的浪涌统计量记录在浪涌统计量DB1107中(步骤S2103)。可视化部1109获取从浪涌统计量DB1107获取的浪涌统计量、从危险阈值DB1108获取的危险阈值、以及从浪涌检测结果DB1102获取的每个浪涌的特征量并进行可视化(步骤S2104)。如图22所示,可视化部1109例如进行绘图,并显示各浪涌的特征量(这里是上升时间以及下降时间)和作为浪涌统计量的代表值(例如,平均、中央值)。需要说明的是,由于与第一例同样地仅有在一个人一次机会情况下一晚上的数据,因此用药前后判定部1106不进行判定。

[0134] 根据该第三例,由于对一晚中的所有浪涌进行绘图,不仅能够确认统计量也能够确认浪涌自身的分布。其结果,能够掌握浪涌的特征量的变动是否不遵循正规分布。

[0135] (第四例)

[0136] 接下来,参考图23以及图24对第四例进行说明。第四例是汇总每个被检测者的一次机会的结果并将所有人的结果进行绘图的情况。能够针对被检测者推定危险度,从而容易与他人之间进行比较。能够确认被检测者整体的趋势。

[0137] 可视化条件接收部1101接受所有人的一个人一次机会的结果的指示,并将针对被检测者所有人的一晚上的浪涌检测对统计量进行可视化的指示传递到检测结果数据获取部1103(步骤S2301)。检测结果数据获取部1103从浪涌检测结果DB1102获取依照所有人的一个人一次机会的结果的指示的数据(步骤S2302)。进一步地,检测结果数据获取部1103针对每个用户对数据进行分类,并将每个用户的浪涌检测结果传递给浪涌统计量计算部1104(步骤S2303)。浪涌统计量计算部1104接收浪涌检测结果并针对每个用户计算出浪涌统计量(步骤S2304)。在浪涌检测结果DB1102中,在存在多个被检测者的情况下记录多个不同的被检测者ID。

[0138] 可视化部1109基于每个用户的浪涌统计量、来自危险阈值DB1108的阈值,来判定危险度较高的被检测者,例如,确定危险度最高的(最危险的)被检测者(步骤S2305)。进一步地,如图24所示,可视化部1109将各被检测者和危险度最高的被检测者进行可视化(步骤S2306)。可视化部1109根据所述危险度对浪涌进行可视化,并设定与阈值对应的危险基准并且区分浪涌是否危险。

[0139] 根据以上的第二实施方式的血压测量装置,除了第一实施方式的效果,还通过获取浪涌的统计量,并且也考虑用药情况的数据,从而能够判定开始治疗之后的发展情况、以及用药对患者的有效性。由于对多个患者的数据进行绘图,因此能够将每个患者的危险度进行可视化。因此,能够掌握患者整体的趋势。

[0140] (第三实施方式)

[0141] 本实施方式的血压测量装置2500是在第二实施方式的血压测量装置1100中添加了SI(浪涌指数:Surge Index)计算部2501、AHI(无呼吸-低呼吸指数:Apnea Hypopnea Index)计算部2502、以及AHI-SI相关DB2503的装置。除了追加的这三个外的装置外,包括动作在内与第二实施方式相同。也就是说,可以使用SI或推定的AHI作为特征量并进行可视化。需要说明的是,AHI与SAS的症状密切相关,可以说AHI越大SAS越严重。

[0142] 参考图25以及图26对血压测量装置2500进行说明。图25是血压测量装置2500的框图。图26是针对每个用户测量的AHI和SI并进行图示的图。AHI由与本实施方式的装置不同的例如用PSG(Polysomnography;多导睡眠图检查)测量。

[0143] SI计算部2501根据浪涌检测结果DB1102的数据为每个用户求出作为每一个小时的血压浪涌产生频率(例如,每一个小时的血压浪涌产生次数)的浪涌指数。

[0144] AHI计算部2502基于来自SI计算部2501的浪涌指数和存储在AHI-SI相关DB2503中的相关数据,来求出AHI。AHI是无呼吸-低呼吸指数,其是每睡眠一个小时的无呼吸与低呼吸的总计的次数。需要说明的是,低呼吸是指动脉血管氧饱和度(SpO₂)下降3-4%以上的状态,或者伴随觉醒的状态。

[0145] AHI-SI相关DB2503存储示出AHI与SI之间的相关性的数据。预先将如图26所示那样的表示对每个用户绘制AHI与SI数据并由此导出的相关关系的数据存储在AHI-SI相关DB2503中。

[0146] 收集如图26所示的数据,基于该数据来计算AHI与SI之间的相关性。在图26所示的例子中,其结果是相关系数是0.59并且具有中等的相关性。因此,由于存在AHI与SI的相关性,因此基于图26所示的数据,可以仅使用SI作为严重度指标添加到分层观点,也可以推定AHI。

[0147] 接下来,参考图27对图25的血压测量装置2500的动作进行说明。

[0148] 从图23的步骤S2303中分支,经由步骤S2701以及步骤S2702,在图23的步骤S2305与第二实施方式的(第四例)的动作进行合流。

[0149] 在步骤S2701中,参考在步骤S2303检测并存储的血压浪涌检测结果的数据,SI计算部2501计算出浪涌指数。在接下来的步骤S2702中,参考存储AHI与浪涌指数之间的相关信息的AHI-SI相关DB2503,根据在步骤S2701中求出的浪涌指数计算出AHI。

[0150] 根据以上的第三实施方式,由此,如果使用已知的产生频率与AHI存在的相关性,则仅测量血压浪涌就能判定AHI,因此有容易理解SAS的严重度的可能性。

[0151] 接下来,参考图28对血压测量装置100、1100的硬件结构的一个例子进行说明。。

[0152] 血压测量装置100、1100具有:CPU2801、ROM 2802、RAM2803,输入装置2804、输出装置2805、以及血压测量部101,这些经由总线系统2806彼此连接。血压测量装置100、1100的上述的功能能够通过CPU2801读取并执行存储在计算机可读存储介质(ROM 2802)中的程序来实现。RAM 2803通过CPU2801作为工作存储器使用。除此以外,辅助存储装置(未图示)例如具有硬盘驱动器(HDD,Hard Disk Drive)或者固态驱动器(SDD,Solid State Drive),并作为存储部105、浪涌检测结果DB1102、用药记录DB1105、浪涌统计量DB1107、危险阈值DB1108、以及AHI-SI相关DB2503使用,进一步地可以存储程序。

[0153] 输入装置2804例如包括键盘、鼠标、以及麦克风,接受来自用户的操作。在输入装

置2804中,例如具有用于使血压测量部101开始测量的操作按钮;用于进行校正的操作按钮;以及用于开始或者停止通信的操作按钮。输出装置2805例如包括液晶显示装置等显示装置以及扬声器。血压测量部101例如用通信装置与其他的计算机之间进行信号的收发,例如从血压测量装置接收测量数据。通信装置通常使用能够在近距离范围彼此交换数据的通信方式,例如,使用近距离无线通信方法,具体来说,有蓝牙(注册商标)、TransferJet(注册商标)、ZigBee(注册商标)以及IrDA(红外数据组织(Infrared Data Association))(注册商标)的通信方法。

[0154] 另外,在上述的实施方式中,血压测量部101例如检测经过被测量部位(例如,左手腕)的桡骨动脉的压力脉搏波(张力测定方式)。然而,并不限于此。血压测量部101可以检测经过被测量部位(例如,左手腕)的桡骨动脉的脉搏波作为阻抗的变化(阻抗方式)。血压测量部101包括:发光元件,向经过被测量部位中的对应的部分的动脉照射光;以及受光元件,接收该光的反射光(或者透射光),并且该血压测量部101可以检测动脉的脉搏波作为容积的变化(光电方式)。另外,血压测量部101具有:压电传感器,抵接于被测量部位,并且该血压测量部101可以检测基于经过被测量部位中的对应的部分的动脉的压力的应变作为电阻的变化(压电方式)。进一步地,血压测量部101具有:发送元件,向经过被测量部位中的对应的部分的动脉发送电波(发送波);以及接收元件,接收该电波的反射波,并且该血压测量部101可以检测基于动脉的脉搏波的动脉与传感器之间的距离的变化作为发送波与反射波之间的相位的偏移(电波照射方式)。需要说明的是,也可以应用这些以外的方式,只要能够观测能够计算出血压的物理量即可

[0155] 另外,将用于执行上述的浪涌区间检测部102、浪涌特征量提取部103、特征量分类部104、可视化条件接受部1101、检测结果数据获取部1103、浪涌统计量计算部1104、用药前后判定部1106、以及可视化部1109进行的动作的程序存储在上述的ROM2802或者辅助存储装置中,CPU2801可以执行该程序。与此不同地,在与血压测量装置100不同的服务器等存储程序,服务器等的CPU可以执行程序。在该情况下,将血压测量部101测量出的压力脉搏波的时间序列数据(或者血压值的时间序列数据)发送给服务器并在服务器上进行处理,能够求出可靠度。在该情况下,由于在服务器上进行处理,因此处理速度有提高的可能性。进一步地,由于从血压测量装置100中移除浪涌区间检测部102、浪涌特征量提取部103、以及特征量分类部104的装置部分,因此血压测量装置100的尺寸以及质量变小并能够将传感器容易地配置在能够准确地测量的位置。其结果,减轻了对用户的负担,能够容易地进行准确的血压测量。

[0156] 本发明的装置也能够通过计算机和程序来实现,将程序存储在存储介质中也能够通过网络来提供。

[0157] 另外,以上的各装置以及这些装置部分分别以硬件结构,或者硬件资源与软件的组合结构中的任一种来实施。作为组合结构的软件,通过预先从网络或者计算机可读存储介质安装到计算机上,并由该计算机的处理器执行,从而能使用用于使该计算机实现各装置的功能的程序。

[0158] 需要说明的是,本发明并不限于保持上述实施方式,在实施阶段能够在不脱离其主旨的范围内对结构构件进行变形并具体化。另外,通过对上述实施方式所公示的多个结构构件进行适当的组合能够形成各种发明。例如,可以从实施方式所示的所有结构构件删

除几个结构构件。进一步地,可以适当地组合横跨不同的实施方式的结构构件。

[0159] 另外,上述实施方式的一部分或者全部也能如以下的付记那样描述,但不限于以下。

[0160] (付记1)

[0161] 一种血压测量装置,具有硬件处理器和存储器,其中,

[0162] 所述硬件处理器被配置为:

[0163] 获得与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据,

[0164] 根据所述时间序列数据检测出一个以上包括一个浪涌的浪涌区间,

[0165] 针对所述每个浪涌提取一个以上的特征量,

[0166] 基于所述特征量对浪涌进行分类,

[0167] 所述存储器包括:

[0168] 存储部,存储分类的浪涌。

[0169] (付记2)

[0170] 一种血压测量方法,其中,

[0171] 所述血压测量方法包括:

[0172] 使用至少一个硬件处理器,获得与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据,

[0173] 使用至少一个硬件处理器,根据所述时间序列数据检测出一个以上包括一个浪涌的浪涌区间,

[0174] 使用至少一个硬件处理器,针对所述每个浪涌提取一个以上的特征量,

[0175] 使用至少一个硬件处理器,基于所述特征量对浪涌进行分类。

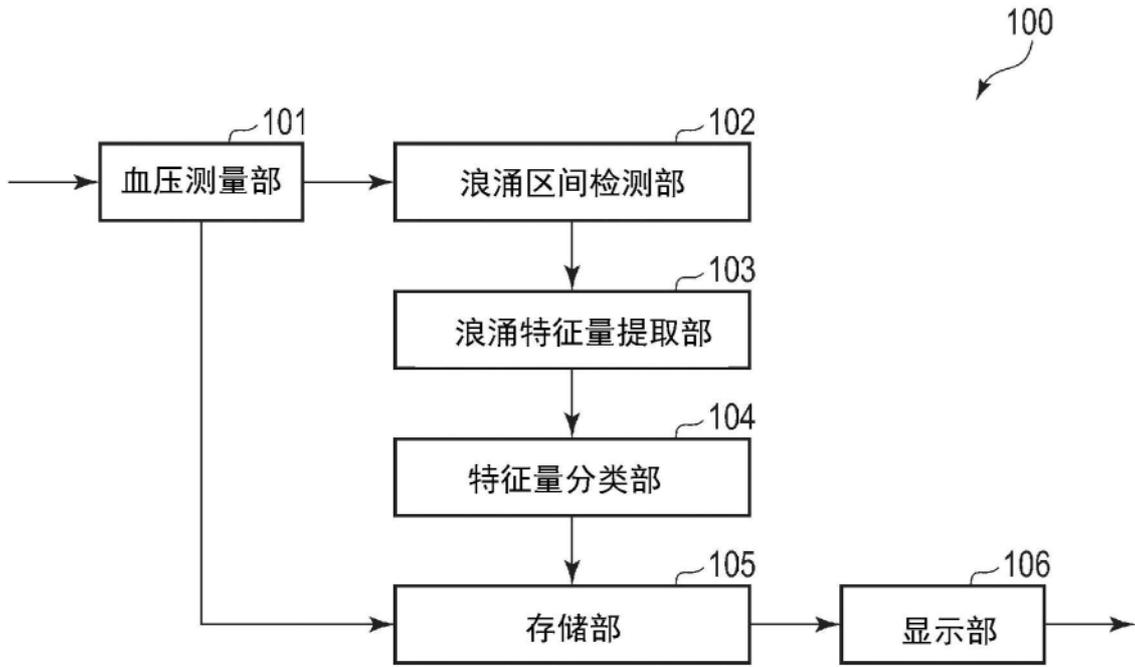


图1

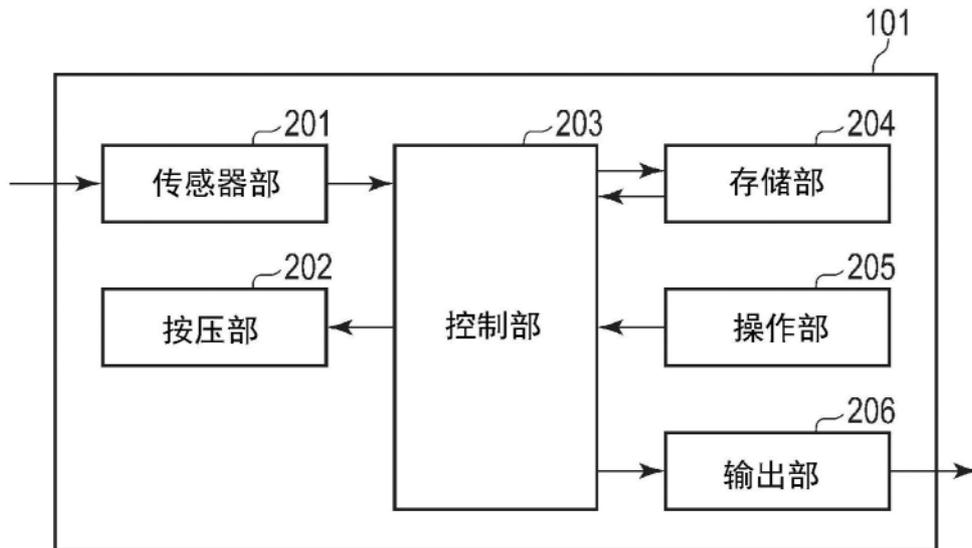


图2

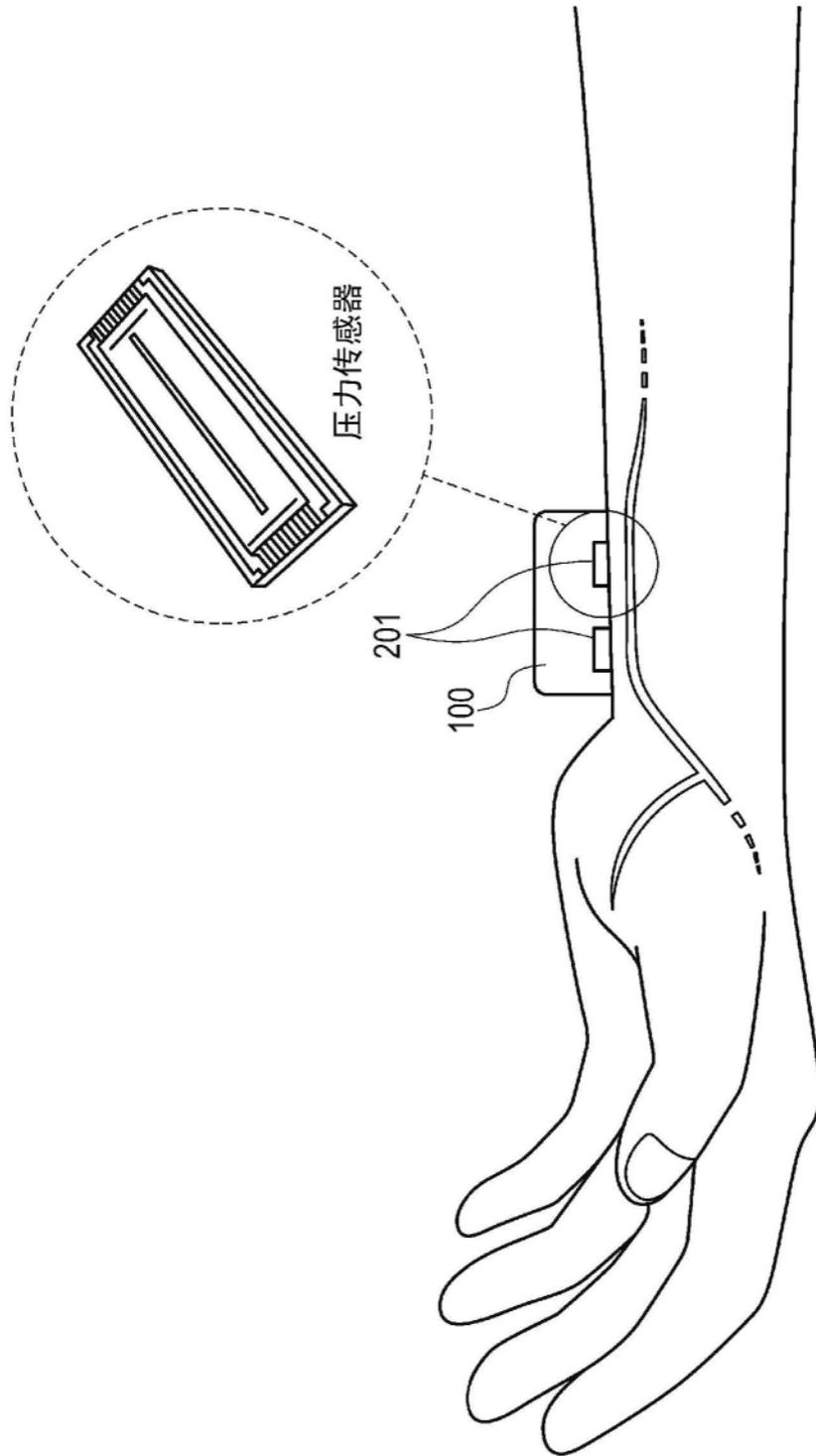


图3

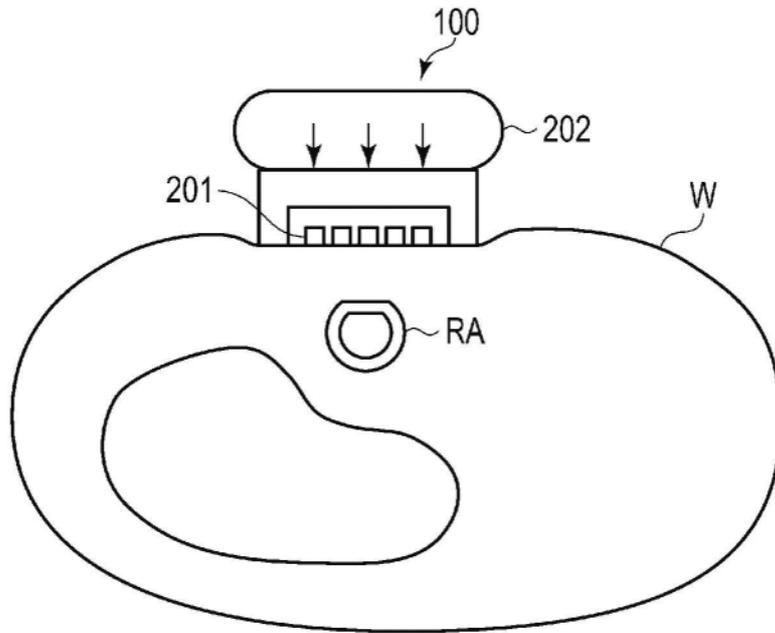


图4

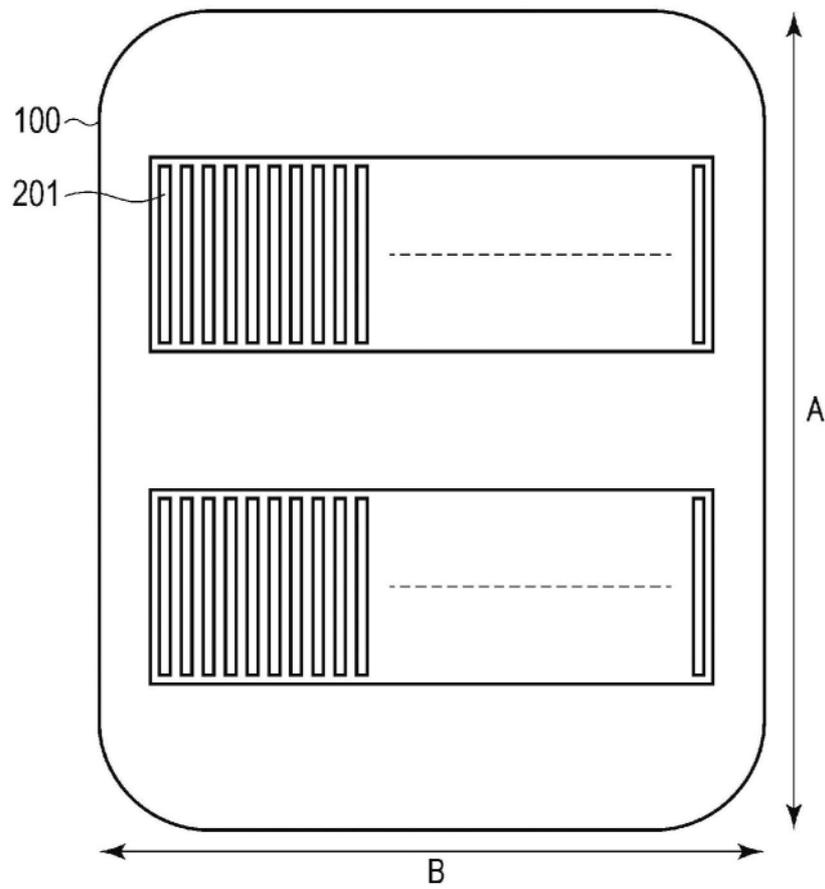


图5

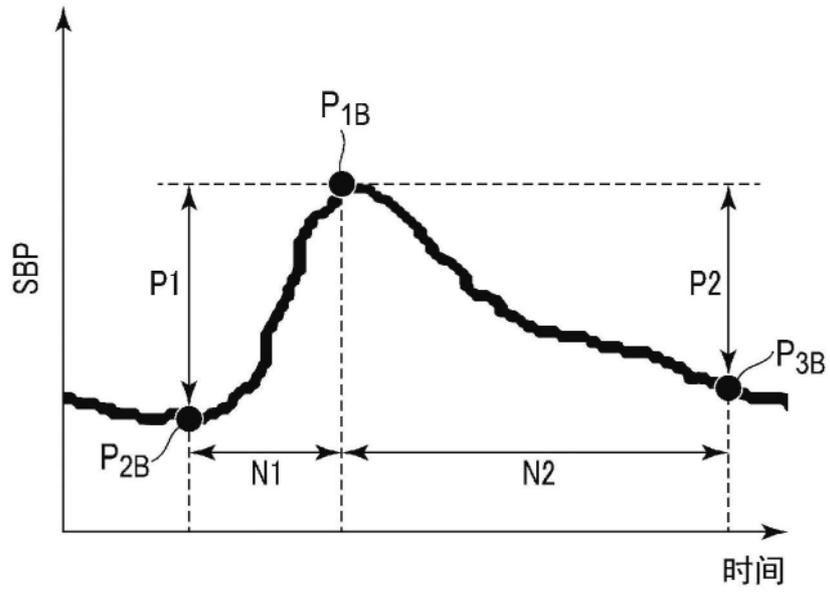


图6

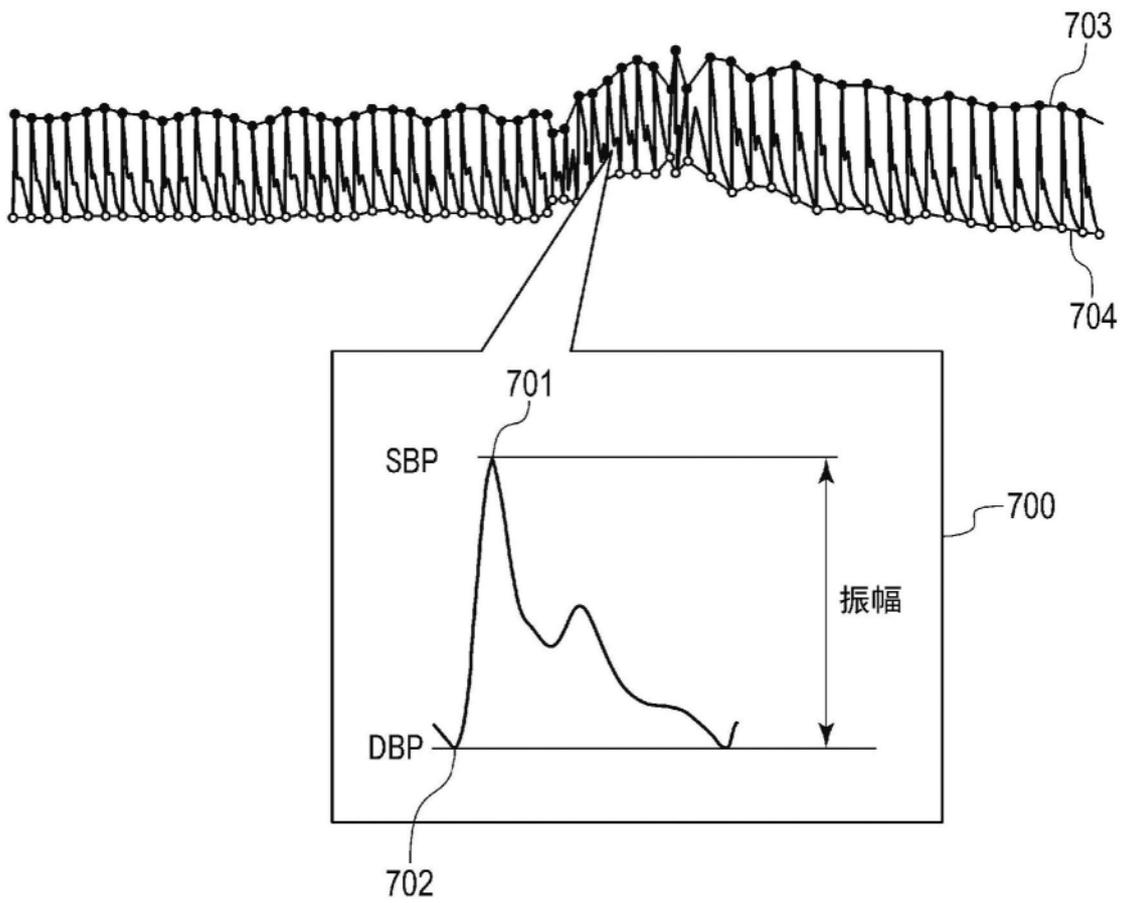


图7

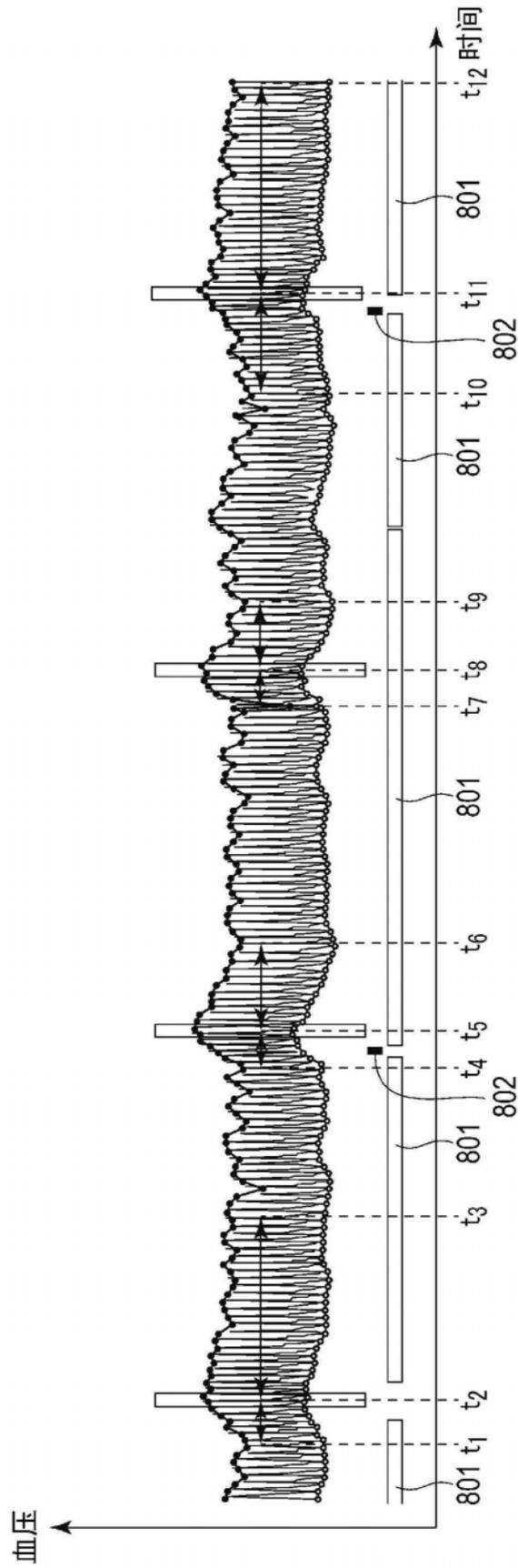


图8

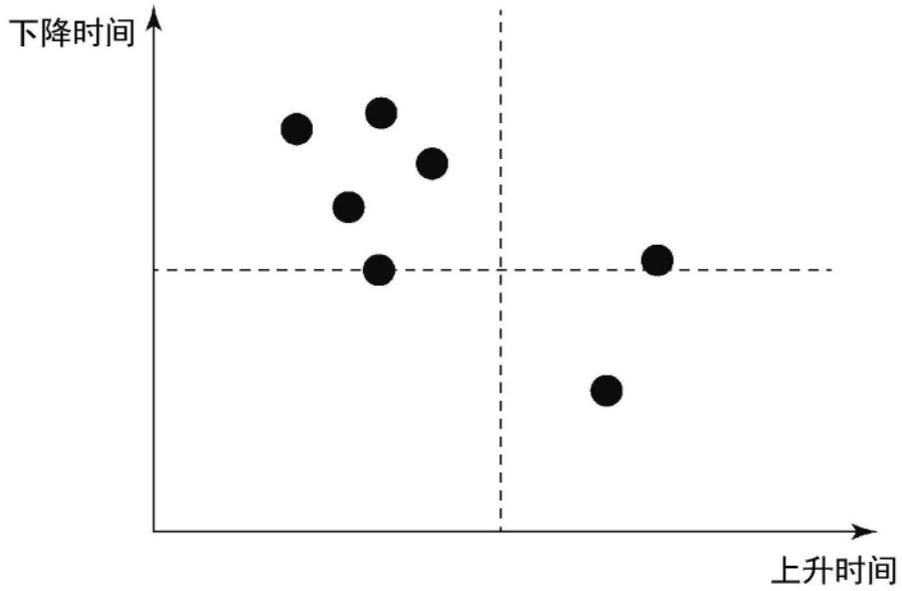


图9

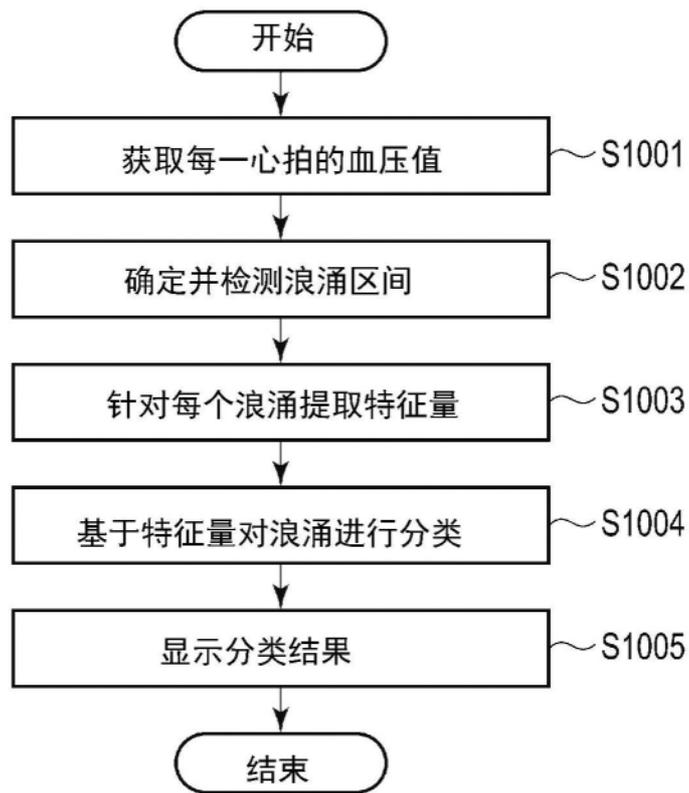


图10

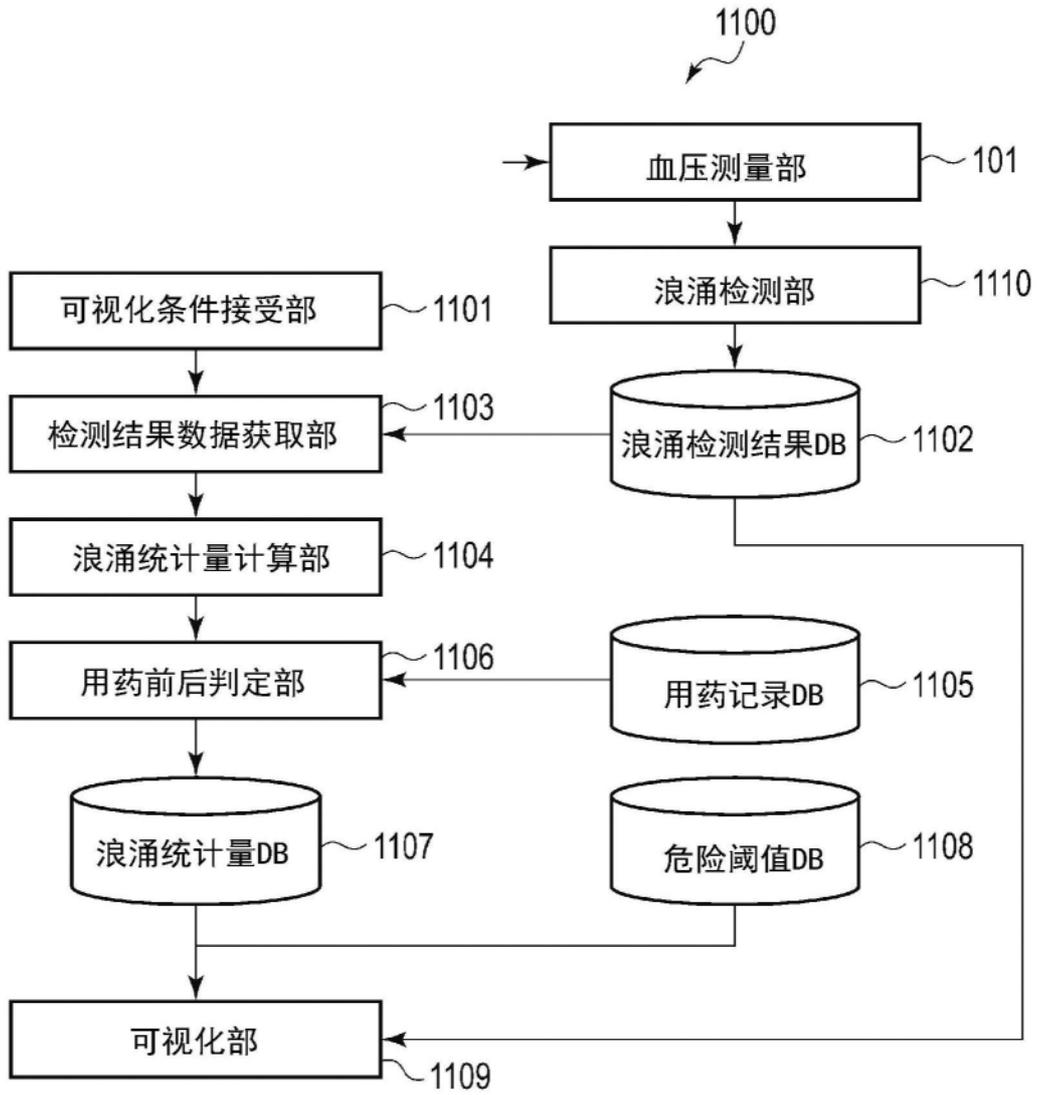


图11

浪涌检测结果数据 >

被检测者ID	浪涌开始时刻	浪涌峰值时刻	浪涌结束时刻	变动量	上升时间	…其他特征量
ID001	2017/2/2 23:48:30	2017/2/2 23:48:35	2017/2/2 23:48:40	24	5	
ID001	2017/2/2 23:50:10	2017/2/2 23:50:16	2017/2/2 23:50:28	28	6	
…						

图12

浪涌统计量数据 >

被检测者ID	测量日	SI	变动量平均值	变动量标准偏差	上升时间平均值	上升时间标准偏差	…其他
ID001	2017/2/2	40.1	24.5	8.2	6.2	4.1	
ID002	2017/2/10	28	28.8	10.0	5.1	3.2	
…							

图13

<危险阈值数据>

变动量	上升时间	下降时间	… 其他特征量
40	5	20	…

图14

<用药记录数据>

用药日	药剂	一次机会服用量 [mg]	用药期间[日]	… 其他
2017/2/10	β 阻滞剂A	20	90	…

图15

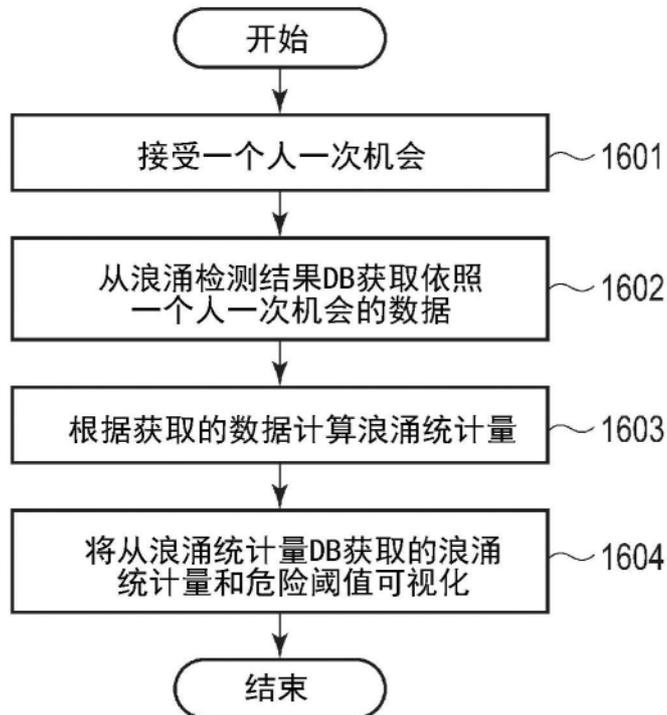


图16

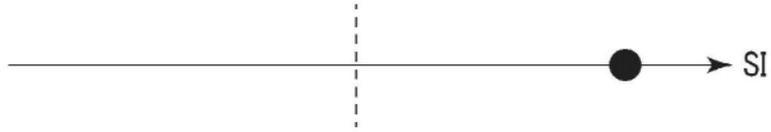


图17

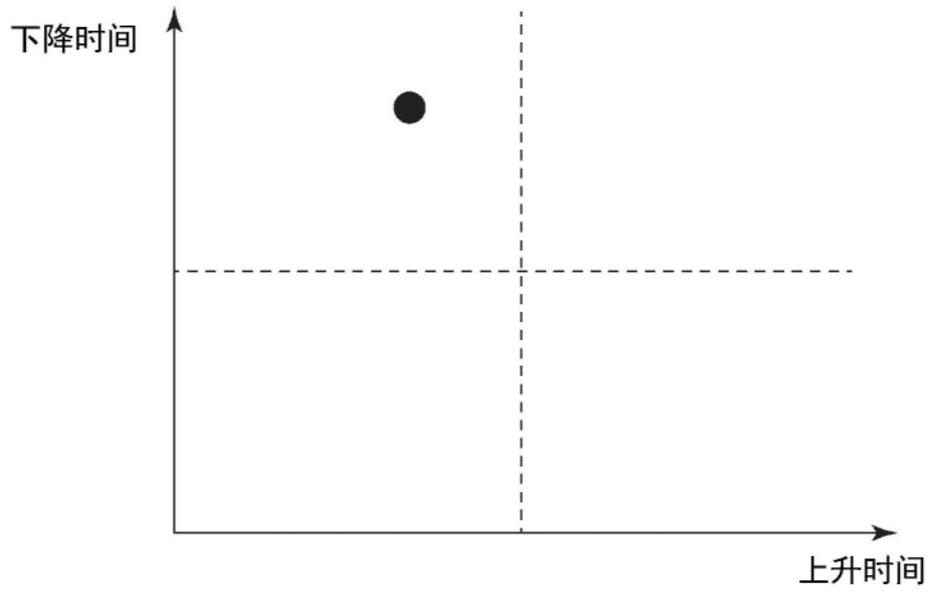


图18

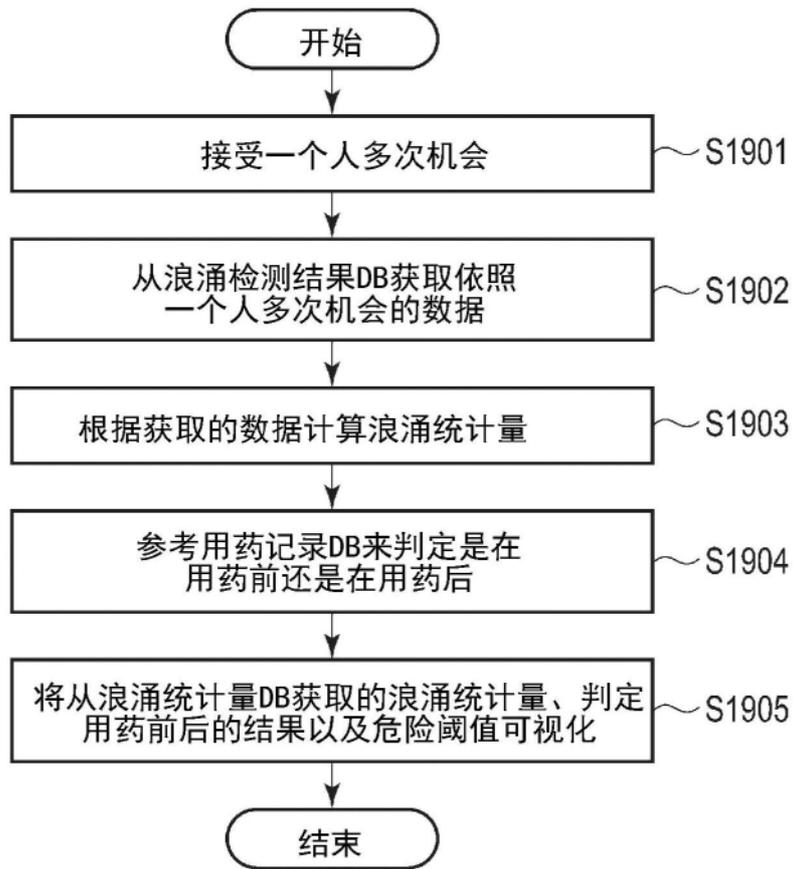


图19

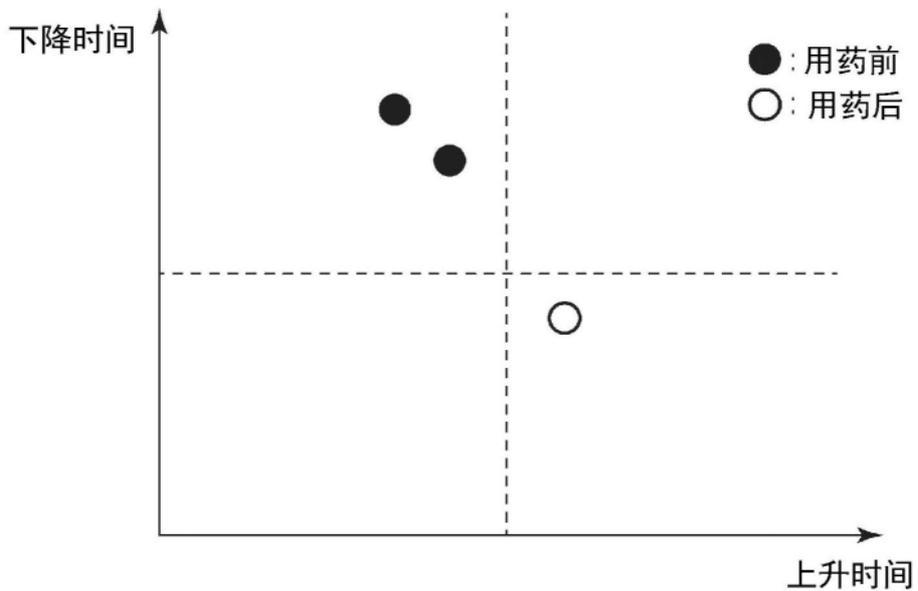


图20

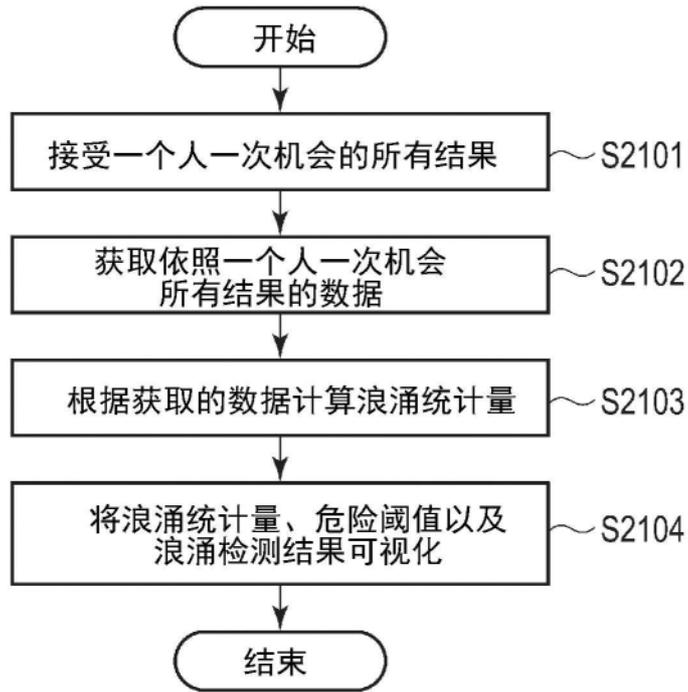


图21

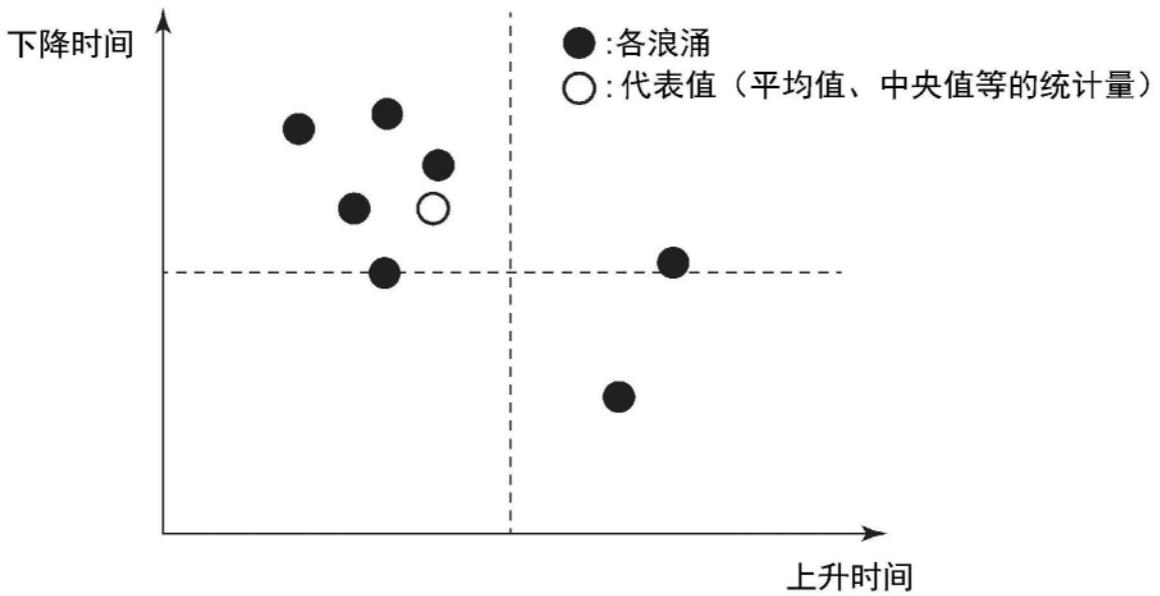


图22

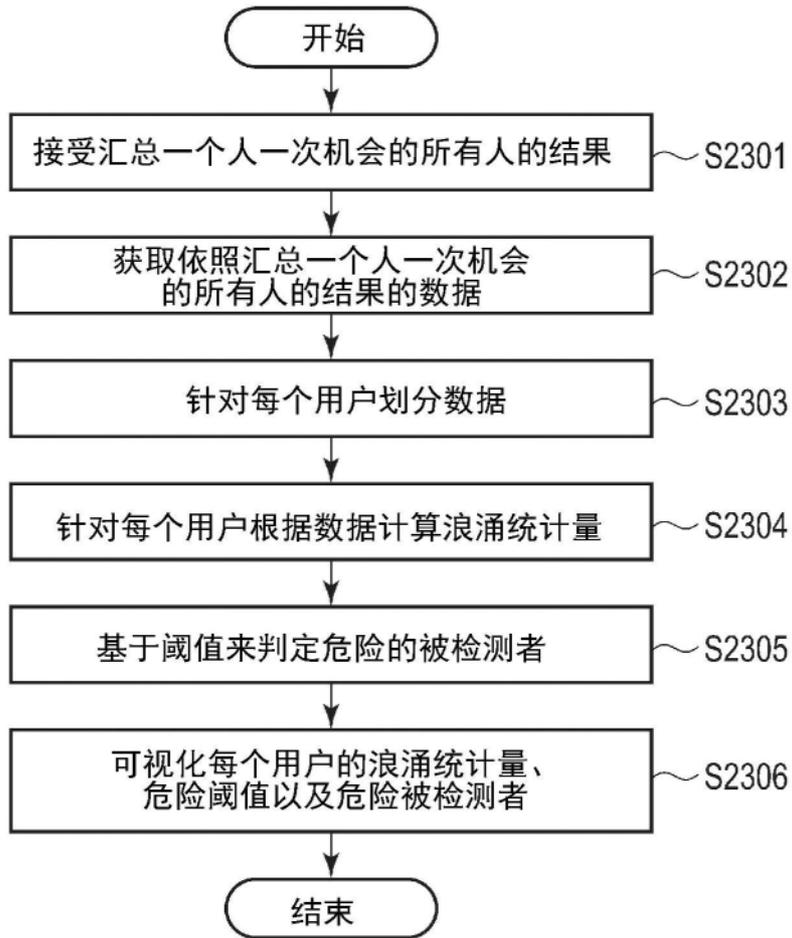


图23

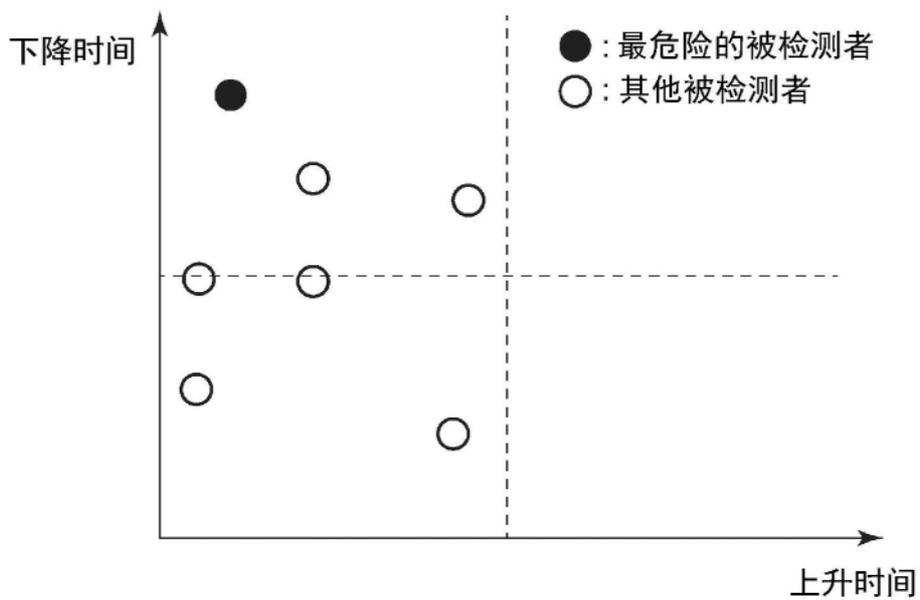


图24

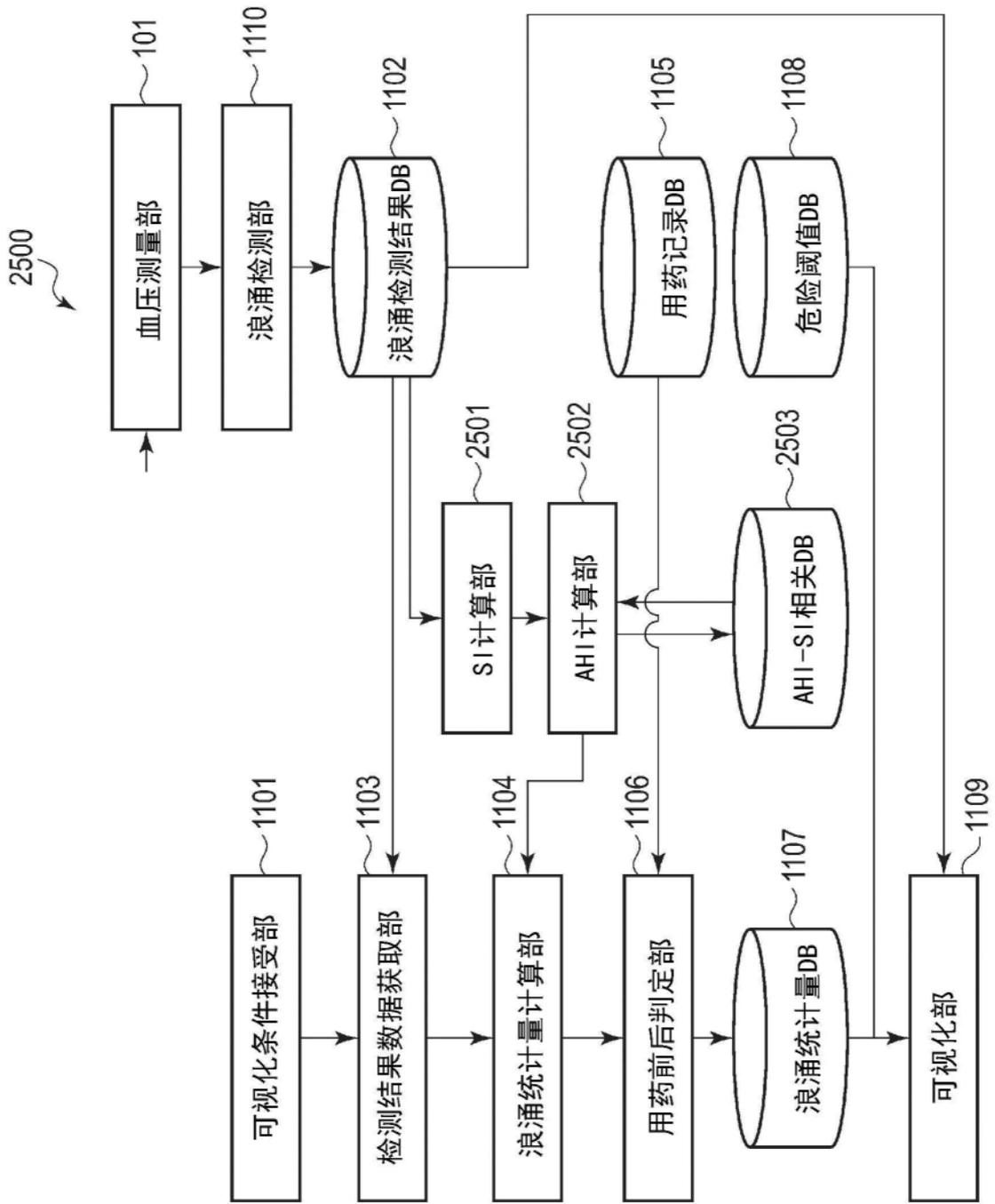


图25

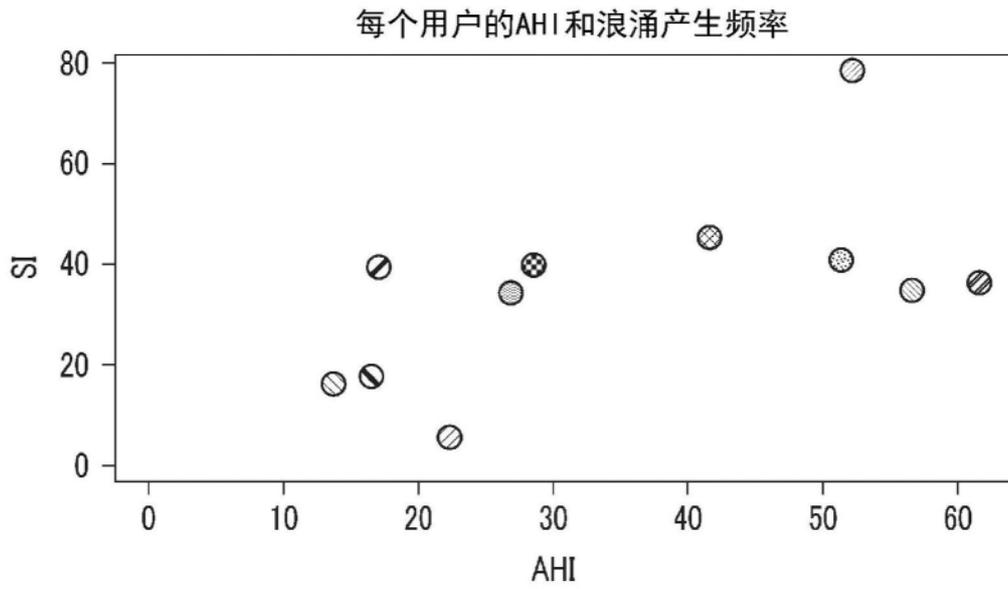


图26

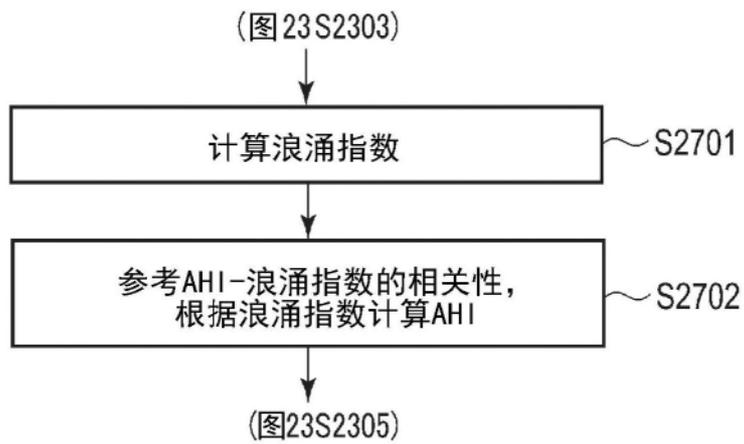


图27

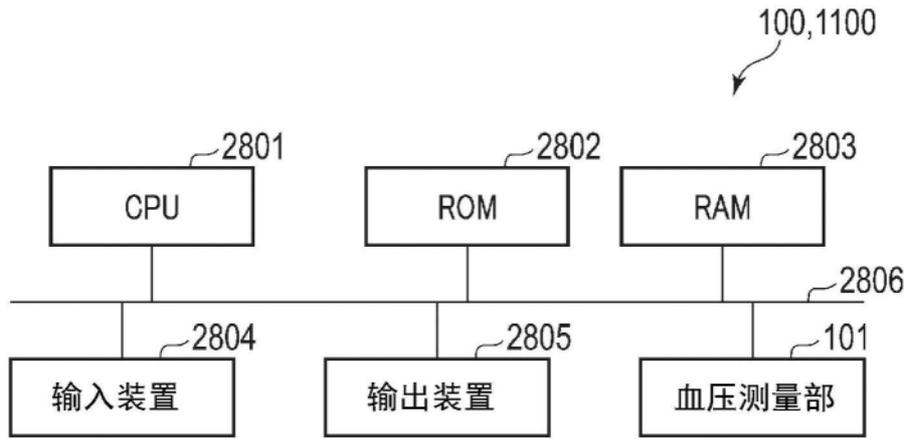


图28