



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110402103 A

(43)申请公布日 2019.11.01

(21)申请号 201880017125.1

(22)申请日 2018.03.12

(30)优先权数据

2017-050066 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/JP2018/009578 2018.03.12

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/168806 JA 2018.09.20

(71)申请人 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 中嶋宏

(74)专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司

72003

代理人 宋晓宝 向勇

(51)Int.Cl.

A61B 5/022(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

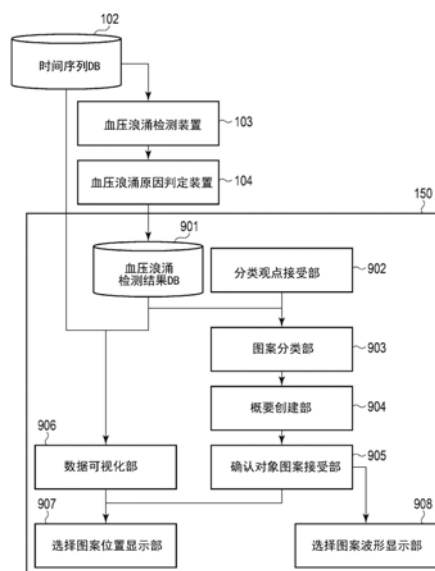
权利要求书1页 说明书9页 附图11页

(54)发明名称

信息处理装置、方法以及程序

(57)摘要

基于作为生物体信息的一个的血压信息,将血压浪涌的特征进行分类。包括:分类部,根据与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据,并基于表征血压浪涌的特征点以及特征量,将血压浪涌分类为一个以上的图案;以及显示部,在选择了一个以上的图案的情况下,显示与选择的图案对应的波形或者示出所述波形与所述时间序列数据的哪个期间对应。



1. 一种信息处理装置,其中,包括:

分类部,根据与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据,并基于表征所述血压浪涌的特征点以及特征量,将血压浪涌分类为一个以上的图案;以及

显示部,在选择了分类的图案中的一个图案的情况下,显示与选择的图案对应的波形或者示出所述波形与所述时间序列数据的哪个期间对应。

2. 如权利要求1所述的信息处理装置,其中,

所述信息处理装置还包括:创建部,针对分类的每一个图案创建表征图案的数值。

3. 如权利要求1或2所述的信息处理装置,其中,

所述信息处理装置还包括:可视化部,可视化地显示所述时间序列数据。

4. 如权利要求1~3中任一项所述的信息处理装置,其中,

所述信息处理装置还包括:观点接受部,接受对所述图案进行分类的观点。

5. 如权利要求1~4中任一项所述的信息处理装置,其中,

所述信息处理装置还包括:对象接受部,从分类的所述图案中接受期望的对象。

6. 一种信息处理方法,其中,包括:

根据与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据,并基于表征所述血压浪涌的特征点以及特征量,将血压浪涌分类为一个以上的图案;

在选择了分类的图案中的一个图案的情况下,显示与选择的图案对应的波形或者示出所述波形与所述时间序列数据的哪个期间对应。

7. 一种程序,其中,

用于使计算机作为权利要求1至5中任一项所述的信息处理装置发挥功能。

信息处理装置、方法以及程序

技术领域

[0001] 本发明涉及一种使用连续测定的生物体信息的信息处理装置、方法以及程序。

背景技术

[0002] 已知无呼吸后再重新开始呼吸时血压会急剧上升,然后下降。以下,将这样的急剧的血压变动称为“血压浪涌”(或者简称为“浪涌(Surge)”)。认为与患者产生的浪涌相关联的血压信息(例如,每单位时间产生浪涌的次数)例如有助于睡眠呼吸暂停综合征(SAS: Sleep Apnea Syndrome)的诊断或治疗。

[0003] 例如,自由行动下的血压监视器(ABPM: Ambulatory Blood Pressure Monitor)能用于捕捉血压的变动图案。ABPM是一种监视器,将臂带佩戴于上臂,并经常携带小型的自动血压计,其定期地进行血压的测量以及记录(例如参考日本国特开2004-261452号公报)。

[0004] 另外,还有一种技术,通过对在多天内零散地测量出的血压数据进行统合,从而无需长时间的经常佩戴装置,能够捕获血压变动图案(例如参考日本国特开2007-282668号公报)。

发明内容

[0005] 但是,对于日本国特开2004-261452号或者日本国特开2007-282668号公报中记载的血压测量装置,虽然适合于检测一天内或者一周内的血压变动,但由于没有在一天内连续地进行检测,因此认为很难捕捉到血压浪涌。

[0006] 另外,由于存在血压浪涌在一晚上产生几百次的现象,因此单独地确认血压浪涌的所有图案需要花费巨大的时间和精力。

[0007] 本发明是鉴于上述情况而提出,其目的在于,提供一种信息处理装置、方法以及程序,能够基于作为生物体信息的一个的血压信息对血压浪涌的特征进行分类。

[0008] 为了解决上述问题,本发明的第一方面的信息处理装置包括:分类部,根据与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据,并基于表征所述血压浪涌的特征点以及特征量,将血压浪涌分类为一个以上的图案;显示部,在选择出分类的图案中的一个图案的情况下,显示与所选择的图案相对应的波形或者示出所述波形与所述时间序列数据的哪个期间相对应。

[0009] 本发明的第二方面的信息处理装置还包括:创建部,针对分类的每一个图案创建表征每一个图案的数值。

[0010] 本发明的第三方面的信息处理装置还包括:可视化部,可视化地显示所述时间序列数据。

[0011] 本发明的第四方面的信息处理装置还包括:观点接受部,接受对所述图案进行分类的观点。

[0012] 本发明的第五方面的信息处理装置还包括:对象接受部,从所述分类的图案中接受期望的对象。

[0013] 根据本发明的第一方面,根据与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据,并基于表征所述血压浪涌的特征点以及特征量,将血压浪涌分类为一个以上的图案,在选择出分类的图案中的一个图案的情况下,显示与所选择的图案相对应的波形或者示出所述波形与所述时间序列数据的哪个期间相对应,从而一眼就能容易地掌握存在何种的血压浪涌,在时间序列数据的何处存在何种血压浪涌。

[0014] 根据本发明的第二方面,由于针对分类出的每一个图案创建表征每一个图案的数值,因此能够在数量上差别化分类出的图案的特征,并能够容易地掌握在数量上不同的点。

[0015] 根据本发明的第三方面,由于可视化地显示时间序列数据,因此能够在视觉上观察在时间序列数据中的何处存在血压浪涌的期间。其结果,能够容易地掌握血压浪涌的产生时刻、产生频率。

[0016] 根据本发明的第四方面,由于接受对图案进行分类的观点,因此能够设定根据用户进行分类的观点。因此,由于能够根据用户期望的观点对图案进行分类,因此能够满足医师或者患者的要求。

[0017] 根据本发明的第五方面,由于从分类出的图案中接受期望的对象,因此对于作为期望的对象的血压浪涌,能够容易地确认处于波形以及血压值的时间序列数据中的哪个期间。

[0018] 即,根据本发明的各方面,提供一种信息处理装置、方法以及程序,能够基于作为生物体信息的一个的血压信息,将血压浪涌的特征进行分类。

附图说明

[0019] 图1是示出实施方式的信息处理系统的框图。

[0020] 图2是示出图1的信息处理系统中包含的血压测量装置的框图。

[0021] 图3是示出将图1的信息处理系统佩戴于手腕的一个例子的图。

[0022] 图4是佩戴有图3的信息处理系统的手腕的剖视图。

[0023] 图5是示出图2至图4的传感器的配置的一个例子的图。

[0024] 图6是示出血压浪涌的特征量的一个例子的图。

[0025] 图7是示出每一个心拍的脉搏波的压力的时间变化与其中一个脉搏波的图。

[0026] 图8是示出一晚的血压值的时间序列数据与认为发生血压浪涌的连续的时间序列数据的图。

[0027] 图9是示出实施方式的信息处理系统中的信息处理装置详细的框图。

[0028] 图10是示出血压浪涌的特征量的另一例子的图。

[0029] 图11是示出图9的数据可视化部将时间序列数据进行可视化,概要(summary)创建部创建血压浪涌图案的概要,并将其显示在显示部上的一个例子的图。

[0030] 图12是示出图9的选择图案波形显示部显示图案,并由选择图案位置显示部显示选择图案的位置的一个例子的图。

[0031] 图13是示出图9的信息处理系统的动作的一个例子的流程图。

[0032] 图14是示出安装图1或者图15的信息处理系统的一个例子的图。

具体实施方式

[0033] 以下,参照附图对本发明的实施方式的信息处理装置、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,省略重复的说明。

[0034] 参考图1至图5对本实施方式的信息处理系统100进行说明。图1是信息处理系统100的功能框图,其示出了测量与心拍连动地变化的血压的血压测量装置101;时间序列数据库(称为DB)102;血压浪涌检测装置103;血压浪涌原因判定装置104;以及信息处理装置150。需要说明的是,这些装置103、104、105可以在同一装置内具有不同的功能,也可以分别在不同的装置中具有不同的功能。图2是血压测量装置101的功能框图,作为一个例子,能够采用张力测定方式针对每一个心拍测量与心拍连动地变化的血压。图3是佩戴有信息处理系统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示出压力脉搏波传感器与桡骨动脉交叉并配置成二列的一个例子。图3虽然看起来是信息处理系统100仅载置在手臂的手掌侧的手臂上,但实际上信息处理系统100缠绕于手臂。

[0035] 图4是在信息处理系统100佩戴于手腕的状态下在传感器部201的位置处的信息处理系统100和手腕W的剖视图。在图4中,也示出了桡骨动脉RA被信息处理系统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信息处理系统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是与信息处理系统100安装于手腕W的状态下桡骨动脉延伸的方向A交叉的方向。

[0036] 如图1所示,信息处理系统100包括:血压测量装置101、时间序列DB102、血压浪涌检测装置103、血压浪涌原因判定装置104、以及信息处理装置150。

[0037] 信息处理系统100例如呈环状,并像手环一样缠绕于手腕等,根据生物体信息测量血压。如图2以及图3所示,就信息处理系统100而言,以传感器部201(例如,压力脉搏波传感器)位于桡骨动脉上的方式配置信息处理系统100。另外,优选地,信息处理系统100根据心脏的高度而配置。

[0038] 血压测量装置101例如通过张力测定法测量与心拍连动地变化的每一个心拍的压力脉搏波的压力。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装置101的生物体的每一个心拍的血压值。

[0039] 时间序列DB102预先存储血压测量装置101测量出的血压值的时间序列数据。即,预先将在血压测量装置101测量出的每一个心拍的血压值与时刻一起存储。如图8所示,时间序列DB102存储例如一晚上大约3万个心拍的血压值的时间序列数据801。在该血压值的时间序列数据中,有时包括一晚上几百次的血压浪涌。如图8的下侧所示,在放大了时间序列数据801的某一个期间的期间802中,能看到几个血压浪涌803。

[0040] 血压浪涌检测装置103从血压值的时间序列数据检测血压浪涌。血压浪涌检测装置103基于波形的特征点以及特征量来检测血压浪涌。稍后将参考图10进行详细的说明。

[0041] 在血压浪涌检测装置103中,作为血压浪涌的特征量是对应于与图6所示的点P1、P2、以及P4的血压值和时刻相关联的量。在图6所示的量中,例如有L1、L3、T1以及T3。L1是在血压浪涌的峰点P2的血压值与在血压浪涌的开始点P1的血压值之间的差。L3是在血压浪涌的峰点P2的血压值与在血压浪涌的结束点P4的血压值之间的差。T1是在血压浪涌的峰点P2的时刻与在血压浪涌的开始点P1的时刻之间的差,并将其称为上升时间。T3是在血压浪涌的峰点P2的时刻与在血压浪涌的结束点P4的时刻之间的差,并将其称为下降时间。

[0042] 其中,将典型的满足成为血压浪涌的条件的波形确定为血压浪涌。换言之,在这里没有对成为血压浪涌的条件进行严格地定义。但是,仅将这里所记述的成为血压浪涌的条件置换成其他的条件,本实施方式的信息处理系统100就能够应用于成为血压浪涌的任何条件。

[0043] 血压值的时间序列数据的一部分作为典型的血压浪涌的条件例如能考虑以下的情况。以下的条件以收缩期血压(SBP:systolic blood pressure)的值的变化来表现。需要说明的是,在以后的处理中,对血压值的时间序列数据可以实施平滑处理以易于处理,例如可以加工为连续的平滑的可微分曲线。这里,假定表示了血压值的时间序列数据的曲线被进行了平滑且可微分的平滑处理。以下,参考图6进行说明。

[0044] 如图6所示,在完成以上的平滑处理以后,在SBP的时间序列数据中选择具有极大值的峰点P2。通常能发现多个该峰点P2。接下来,寻找在时间上早于该峰点P2的具有极小值的极小点P1,在找到极小点P2的情况下,例如,进入到下面的条件。判定P2的血压值与P1的血压值之间的差分L1是否大于某个阈值(例如,20mmHg)。在小于的情况下,判定不是血压浪涌。接下来,判定峰点P2与极小点P1之间的时间差T1是否大于某个期间(例如,五个心拍),在大于的情况下,判定P1是血压浪涌的开始点。接下来,求出在峰点P2之后的时刻微分值大于某个值(例如,-0.2mmHg/秒)的点P4。接下来,判定点P2与点P4之间的时间差T3是否大于某个期间(例如,七个心拍),在大于的情况下,判定点P4是血压浪涌的结束点。其中,在大于的情况下,判定在这些点P2、点P1、点P4形成血压浪涌。在该情况下,血压浪涌检测装置103将从点P1到点P4视为血压浪涌。

[0045] 血压浪涌原因判定装置104分析由血压浪涌检测装置103检测出的血压浪涌的特征量并判定每个血压浪涌的原因。作为血压浪涌的原因例如有睡眠呼吸暂停综合症(SAS:sleep apnea syndrome)、快速眼动(REM:rapid eye movement)睡眠状态、以及觉醒反应。

[0046] 信息处理装置150存储在血压浪涌检测装置103以及血压浪涌原因判定装置104检测以及判定出的血压浪涌的检测结果,并根据这些检测结果,响应输入的用户的要求等,向用户提供针对血压浪涌的信息。针对血压浪涌的信息例如有血压浪涌的分类、分类出的血压浪涌的事例数、作为代表的事例、以及特征量的统计量等的概要。进一步地,信息处理装置150例如使用这些信息,对于选择图案,针对其中血压浪涌的每个图案显示特征,并显示某个图案位于大量数据的何处。稍后参考图9进行详细的说明。

[0047] 接下来参考图2对血压测量装置101进行说明。

[0048] 血压测量装置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检测与心拍连动地变化的压力脉搏波。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,虽然通常如图3所示沿手臂的延伸方向配置为一列以上,但例如平行地配置为

两列。

[0049] 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,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对血压测量装置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在存储部204中。

[0050] 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装置101的外部传递。

[0051] 如图3以及图4所示,信息处理系统100配置于手腕的手掌侧,血压测量装置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,但信息处理系统100呈环状,并通过像手环一样缠绕于手腕等来测量血压。

[0052] 接下来,参考图5对信息处理系统100的传感器部201进行说明。图5示出传感器部201的与手腕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是在信息处理系统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。

[0053] 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压电元件。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DBP(DBP:diastolic blood pressure)相对应。

[0054] 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。另外,信息处理系统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。

[0055] 接下来,参考图7对根据血压测量装置101测量出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。针对每一个心拍检测基于压力脉搏波的血压作为如图7所示的波形,并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的那样,通常每一个心拍的血压波形的SBP703以及DBP704发生变动。

[0056] 需要说明的是,在实施方式中,传感器部201例如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压力的变化(张力测定方式)。然而,并不限于此。传感器部

201分别具有: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),并且所述传感器部201可以检测动脉的脉搏波作为容积的变化(光电方式)。另外,传感器部201分别具有:压电传感器,抵接于被测量部位,并且所述传感器部201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,传感器部201分别具有: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,并且所述传感器部201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。

[0057] 接下来,参考图9对信息处理装置150进行说明。图9示出信息处理装置150的详细。

[0058] 信息处理装置150包括:血压浪涌检测结果DB901、分类观点接受部902、图案分类部903、概要创建部904、确认对象图案接受部905、数据可视化部906、选择图案位置显示部907、以及选择图案波形显示部908。

[0059] 血压浪涌检测结果DB901存储血压浪涌检测装置103以及血压浪涌原因判定装置104的结果。即,血压浪涌检测结果DB901针对每个检测出的血压浪涌存储该血压浪涌的特征量和血压浪涌的产生原因。

[0060] 分类观点接受部902接受关于血压浪涌的来自用户的指示。来自该用户的指示例如有血压浪涌的风险程度、血压浪涌的产生原因、以及血压波形的形状。其中,风险是指心脑血管事件的发病的危险性。

[0061] 图案分类部903根据来自分类观点接受部902的指示,以血压波形的形状对存储在血压浪涌检测结果DB901中的血压浪涌检测结果进行分类。在仅以血压波形的形状(图案:pattern)进行分类的情况下,以无监督的聚类(clustering)的方式进行图案分类。需要说明的是,一个浪涌的血压波形也可以属于多个图案。

[0062] 概要创建部904例如针对每个图案创建属于各图案的事例(事件)数(例如,浪涌数)、浪涌、以及特征量的统计量作为概要。

[0063] 确认对象图案接受部905针对图案分类部903分类的每个图案,从用户接受关于用户想要确认详细的图案的确认对象的指示。

[0064] 选择图案波形显示部908在监视器等上显示由用户在确认对象图案接受部905选择的图案的血压波形。

[0065] 数据可视化部906以用户能够确认的方式从存储在时间序列DB102中的时间序列数据显示期望的期间的的时间序列数据。数据可视化部906例如可视化地显示从就寝到起床为止的一晚上的血压值的时间序列数据。例如,数据可视化部906以将从就寝时刻到起床时刻为止的时间作为横轴,将血压值作为纵轴的方式将血压值的时间序列数据图形化并显示在监视器等上。

[0066] 需要说明的,在一个浪涌的血压波形属于多个图案的情况下,创建概要时或可视化数据时,可以使该一个浪涌的血压波形属于多个图案,也可以单独分离该一个浪涌的血压波形并使其属于哪一个图案中。

[0067] 选择图案位置显示部907显示作为用户在确认对象图案接受部905想要确认的对象的选择图案在数据可视化部906可视化的时间序列数据中位于何处。

[0068] 接下来,参考图10对存储在血压浪涌检测结果DB901中的血压浪涌的特征量进行说明。

[0069] 虽然血压浪涌的特征点可以对应于血压值的时间序列数据的连续的曲线中的任意点,但典型来说有血压浪涌的开始点P1、血压浪涌的峰点P2、以及血压浪涌结束点P4。除此以外,也存在将基于P1和P2设定的位于P2与P4之间的点P3作为特征点的情况。然后,血压浪涌的特征量具有例如(1)特征点彼此的时间差;(2)特征点彼此的血压值的变动量;(3)由将收缩期血压值(平滑地)连结的包络线所确定的面积;(4)血压值上升时或者下降时的倾斜度、其变动量、和/或其变动时间;以及(5)超过某个血压基准值的总时间。进一步地,可以使用浪涌的特征点彼此所夹着的区间中的压力脉搏波特征量。压力脉搏波特征量例如具有AI (Augmentation Index反射波相对于弹射波的比例);压力脉搏波的极大值点与极小值点彼此的时间差或血压值差等。

[0070] 接下来,参考图11对在监视器上显示数据可视化部906可视化的血压值的时间序列数据以及选择图案波形显示部908显示的选择图案波形的方式进行说明。

[0071] 数据可视化部906从时间序列DB102例如将一晚的血压值的时间序列数据1103可视化地显示在监视器上。例如将概要创建部904创建的比例1101、图案的代表事例以及个数1102与时间序列数据1103一起显示在监视器上。

[0072] 比例1101例如是与代表事例对应的血压浪涌数相对于时间序列数据1103中的所有血压浪涌数的比例。针对每个与代表事例对应的图案,不仅是比例1101,图案分类部903也可以计算并显示血压浪涌的变动量的平均、标准偏差等。代表事例以及个数1102为代表事例的图(或者特征量)、以及与所有血压浪涌数和代表事例对应的图案的个数。

[0073] 接下来,参考图12对选择图案波形显示部908选择的图案与时间序列数据1103之间的关系进行说明。

[0074] 如果在图11的画面用户选择编号1的图案(用光标1104等选择),则转移到图12的画面并显示多个属于编号1的浪涌(1202)。与该图案对应的多个浪涌也可以显示该浪涌产生的时刻信息(例如,日期和时间,图12的“1/11 1:35”等)。即,显示与用户选择的图案对应的所有浪涌的时刻,并在时间序列数据上显示其位置。另外,例如,可以在时间序列数据1103上,针对每个图案用不同色彩显示与图11的图案以及个数1102的所有图案对应的所有浪涌。用户选择显示出的多个浪涌1202中的任意一个(这里,选择浪涌1203),选择图案位置显示部907在监视器上示出浪涌1203在时间序列数据1103中的位置1201。例如,如果用户使光标对准(或者选择)期望的浪涌,则显示该浪涌在时间序列数据1103中的位置。例如,如果用户将光标悬停在期望的浪涌,则强调显示期望的浪涌位于时间序列数据1103的时间轴上的何处。

[0075] 接下来参考图13对信息处理装置150的动作进行说明。

[0076] 血压浪涌检测装置103根据存储在时间序列DB102中的血压值的时间序列数据检测血压浪涌,将血压浪涌原因判定装置104判定出的血压浪涌的原因与血压浪涌检测结果的数据一起存储在血压浪涌检测结果DB901中(步骤S1301)。

[0077] 分类观点接受部902接受用于对血压浪涌检测结果进行分类的观点(步骤S1302)。具体来说,例如,使用用户界面选择观点。

[0078] 图案分类部903基于在分类观点接受部902选择的观点,对血压浪涌检测结果进行

分类,并将其图案化并存储(步骤S1303)。概要创建部904针对由图案分类部903图案化的每个图案创建概要(步骤S1304)。

[0079] 确认对象图案接受部905从处于在步骤S1304创建的概要内的多个图案中,接受作为用户确认的对象的图案(步骤S1305)。

[0080] 选择图案波形显示部908显示用户所期望的代表图案的全部的波形(步骤S1306)。

[0081] 另一方面,数据可视化部906从存储在时间序列DB102中的血压值的时间序列数据中对长期的数据(例如,一晚上的睡眠时的数据)进行可视化(步骤S1307)。

[0082] 显示在步骤S1306显示的用户期望的代表图案的全部的波形在时间序列数据1103的位置(步骤S1308)。然后,如果选择特定的波形(例如,悬停在该波形上),其波形在时间序列数据1103上的位置被高亮等从而使用户能立即知道。

[0083] 根据以上的实施方式,能够容易地确认哪种血压浪涌在什么时候产生,用户(医师或者患者)能够容易地详细地知道特定的血压浪涌。另外,根据本实施方式,可以从各种观点对多个血压变动的图案进行分类,能够确认图案的一览,从而了解与想要确认详细的图案对应的浪涌存在于时间序列上的何处。因此,能够容易地把握患者具有什么样的特征。另外,能够容易地大致掌握每个患者的趋势。

[0084] 接下来,参考图14对信息处理系统100的硬件结构的一个例子进行说明。

[0085] 信息处理装置150和血压测量装置101可以是分开的。信息处理装置150具有:CPU1401、ROM1402、RAM1403、辅助存储装置1404、输入装置1405、输出装置1406、以及血压测量装置101,这些经由总线系统1407彼此连接。信息处理装置150的上述的功能能够通过CPU1401读取并执行存储在计算机可读存储介质(ROM1402)中的程序来实现。RAM1403通过CPU1401作为工作存储器使用。除此以外,辅助存储装置1404例如具有硬盘驱动器(HDD, Hard Disk Drive)或者固态驱动器(SDD, Solid State Drive),并作为时间序列DB102以及血压浪涌检测结果DB901使用,进一步地可以存储程序。

[0086] 输入装置1405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1405中,例如具有用于使血压测量装置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1406例如包括液晶显示装置等显示装置以及扬声器。信息处理装置150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,存在蓝牙(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。

[0087] 另外,将用于执行图案分类部903、概要创建部904、以及数据可视化部906进行的动作的程序存储在上述的ROM1402或者辅助存储装置1404中,CPU1401可以执行该程序。与此不同地,可以在与信息处理系统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,将血压测量装置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)发送到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,由于从信息处理系统100中移除图案分类部903、概要创建部904、以及数据可视化部906的装置部分,因此信息处理系统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生物体信息的测量。

[0088] 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。

[0089] 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。

[0090] 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。

[0091] 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。

[0092] (付记1)

[0093] 一种信息处理装置,具有硬件处理器和与所述硬件处理器结合的存储器,其中,

[0094] 所述硬件处理器被配置为:

[0095] 根据与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据,并基于表征血压浪涌的特征点以及特征量,将血压浪涌分类成一个以上的图案,

[0096] 在选择出分类的图案中的一个图案的情况下,显示与选择的图案对应的波形或者示出所述波形与所述时间序列数据的哪个期间对应。

[0097] (付记2)

[0098] 一种信息处理方法,其中,

[0099] 所述信息处理方法具有如下步骤:

[0100] 使用至少一个硬件处理器,根据与心拍连动地变化的血压值的时间序列数据,并基于表征血压浪涌的特征点以及特征量,将血压浪涌分类成一个以上的图案,

[0101] 使用至少一个硬件处理器,在选择出分类的图案中的一个图案的情况下,显示与选择的图案对应的波形或者示出所述波形与所述时间序列数据的哪个期间对应。

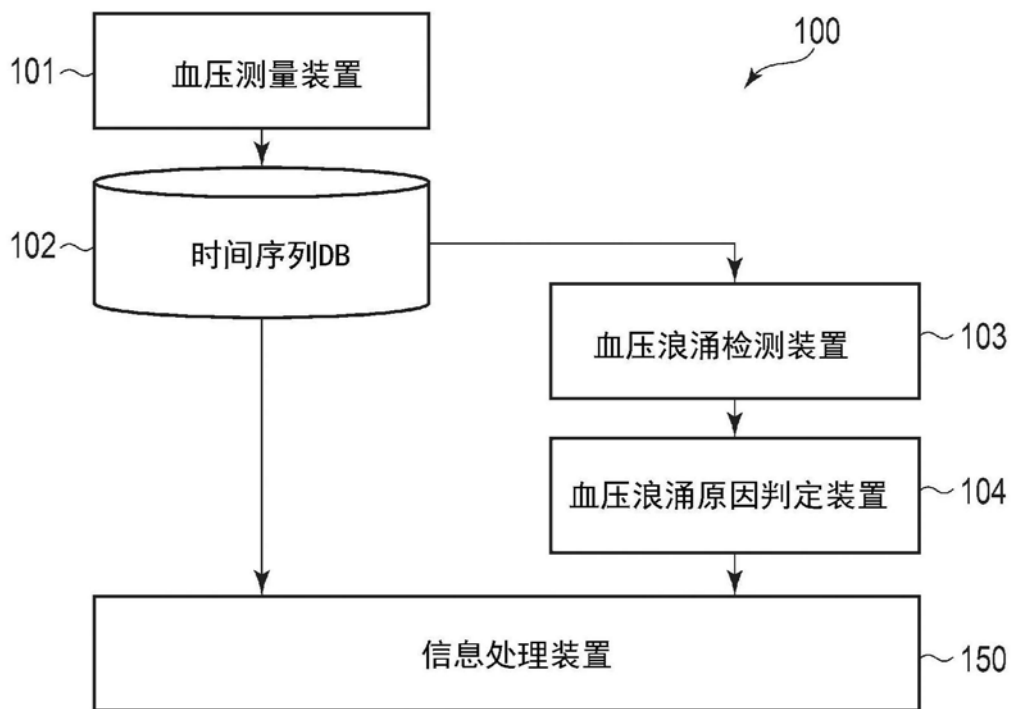


图1

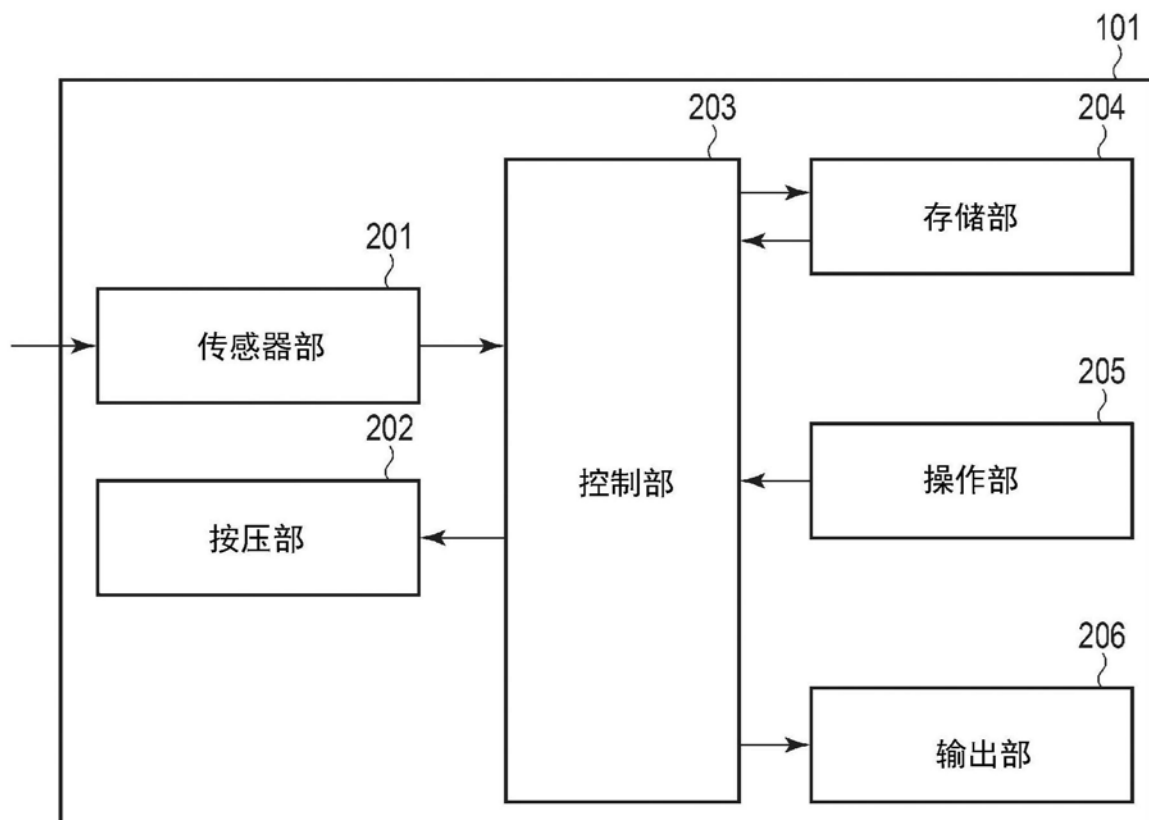


图2

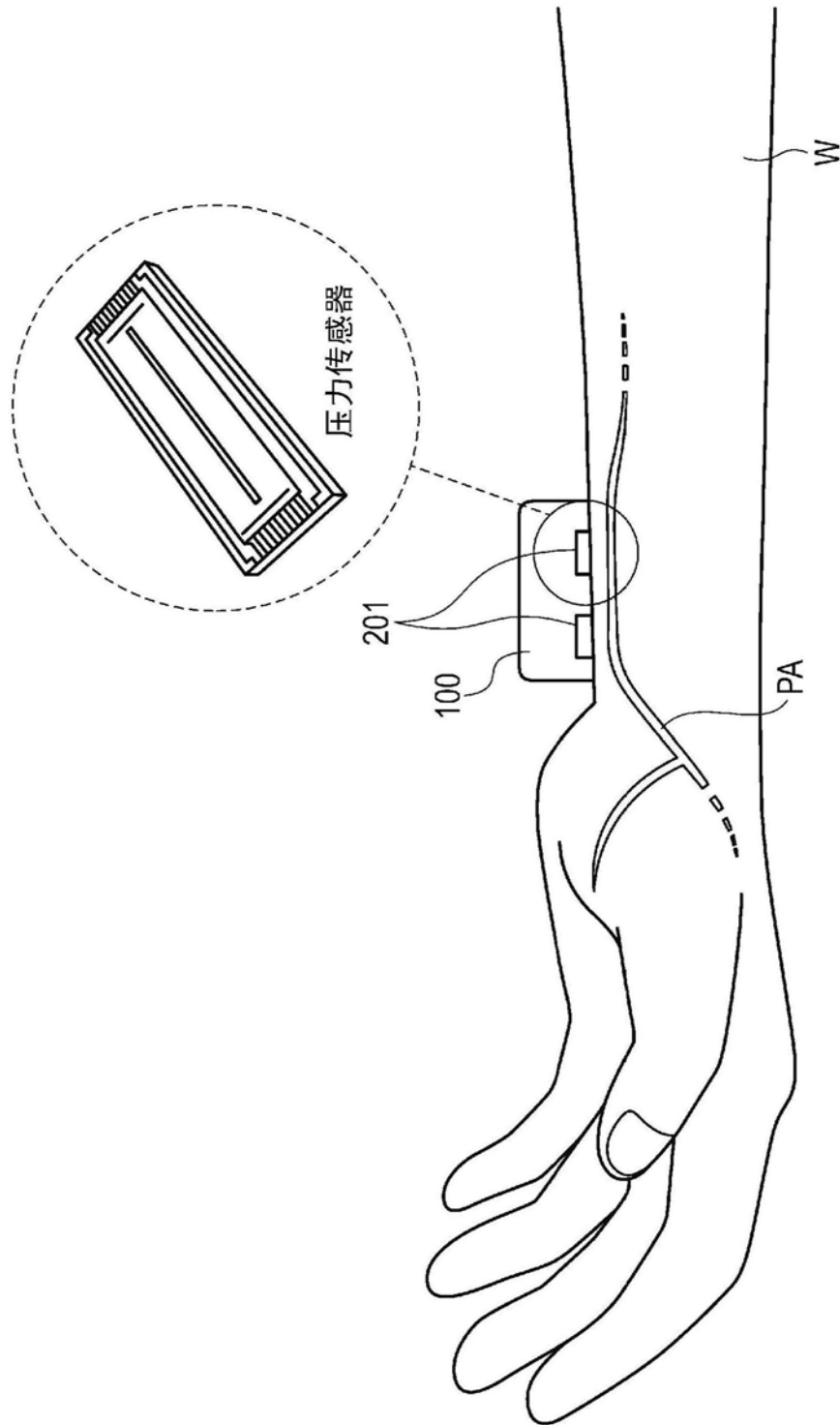


图3

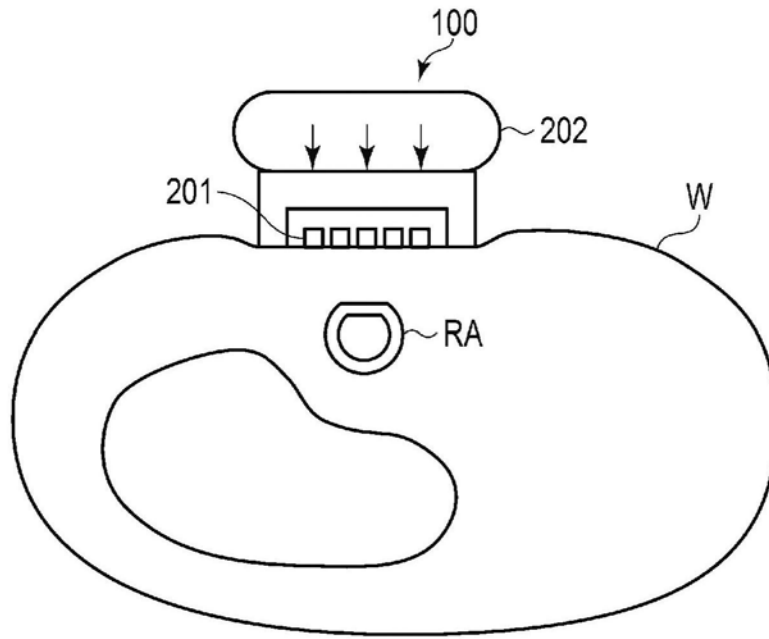


图4

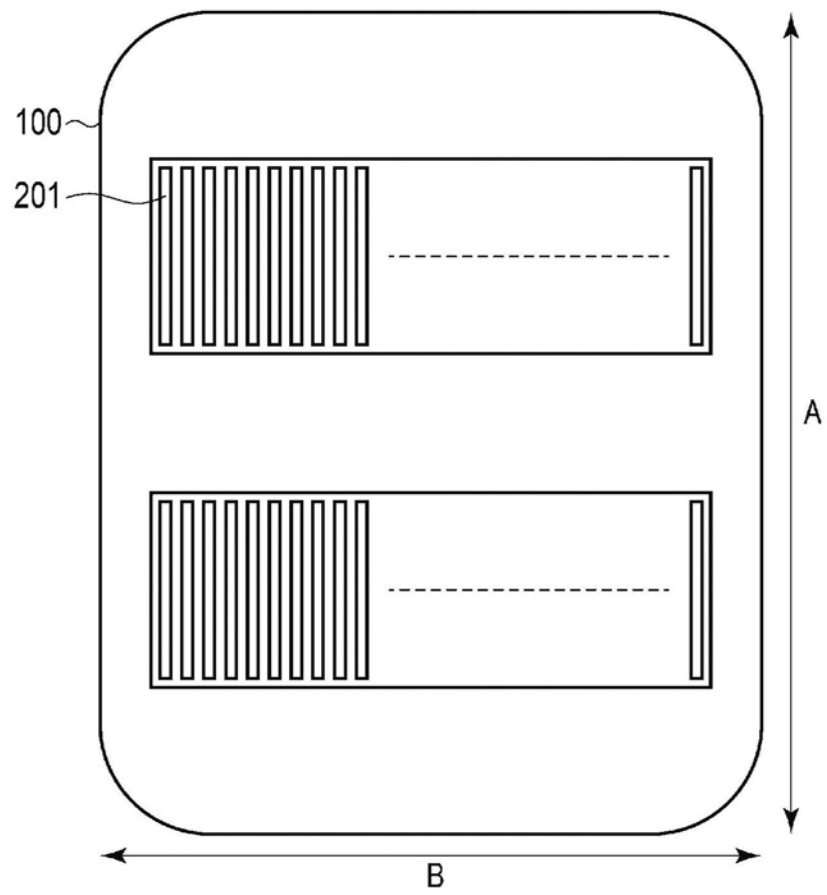


图5

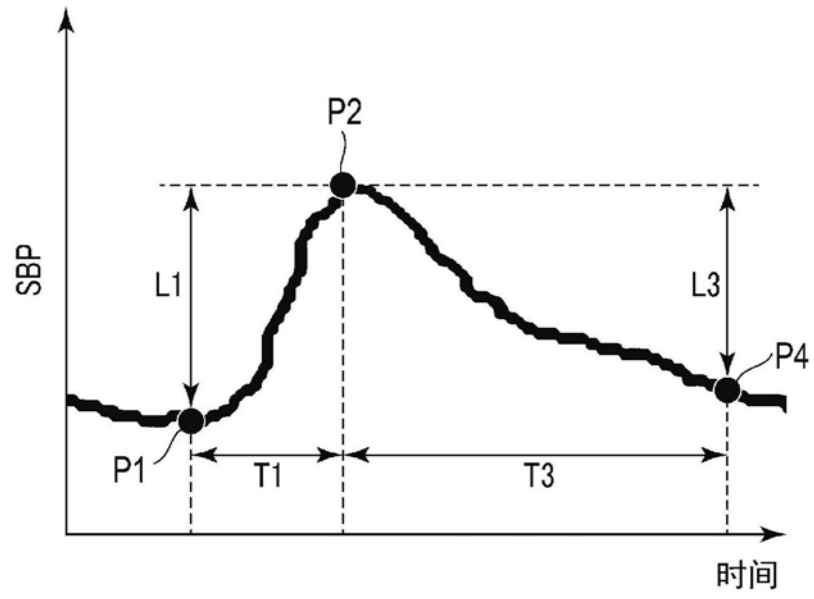


图6

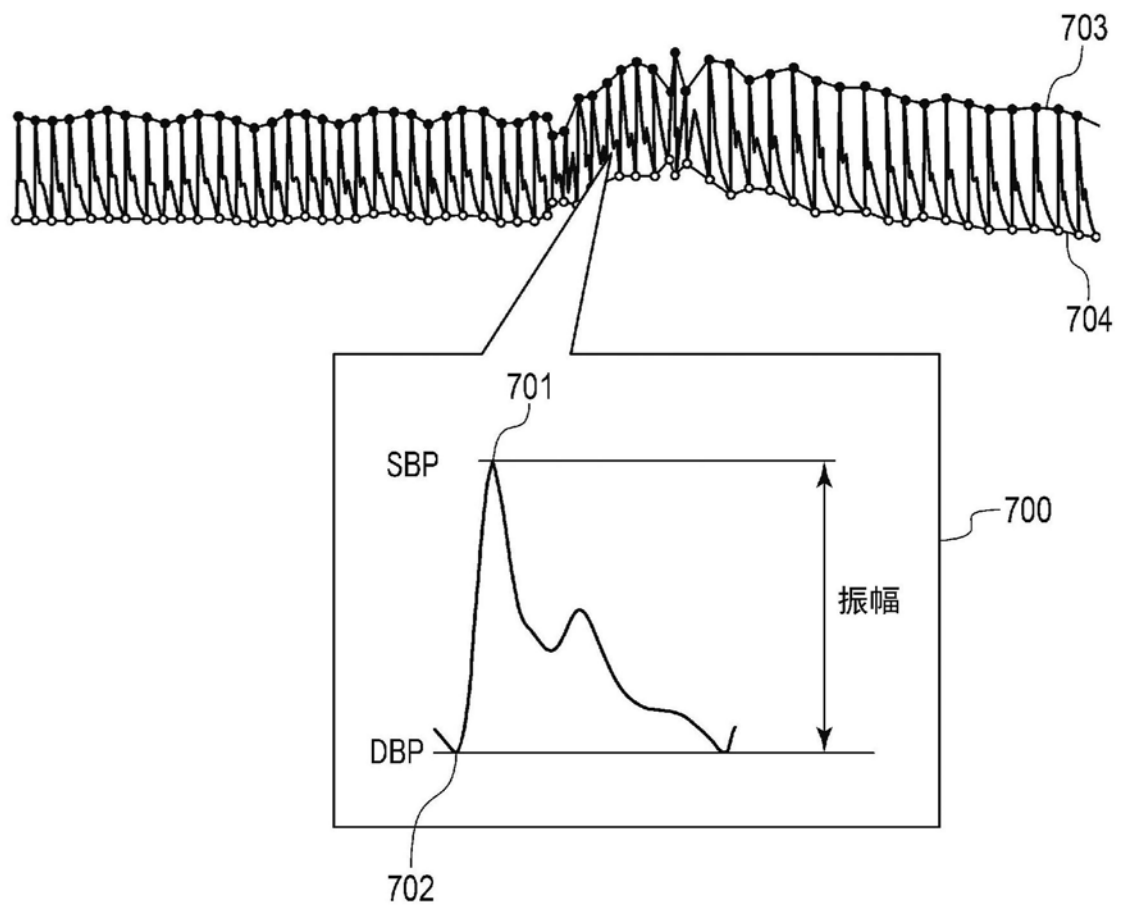


图7

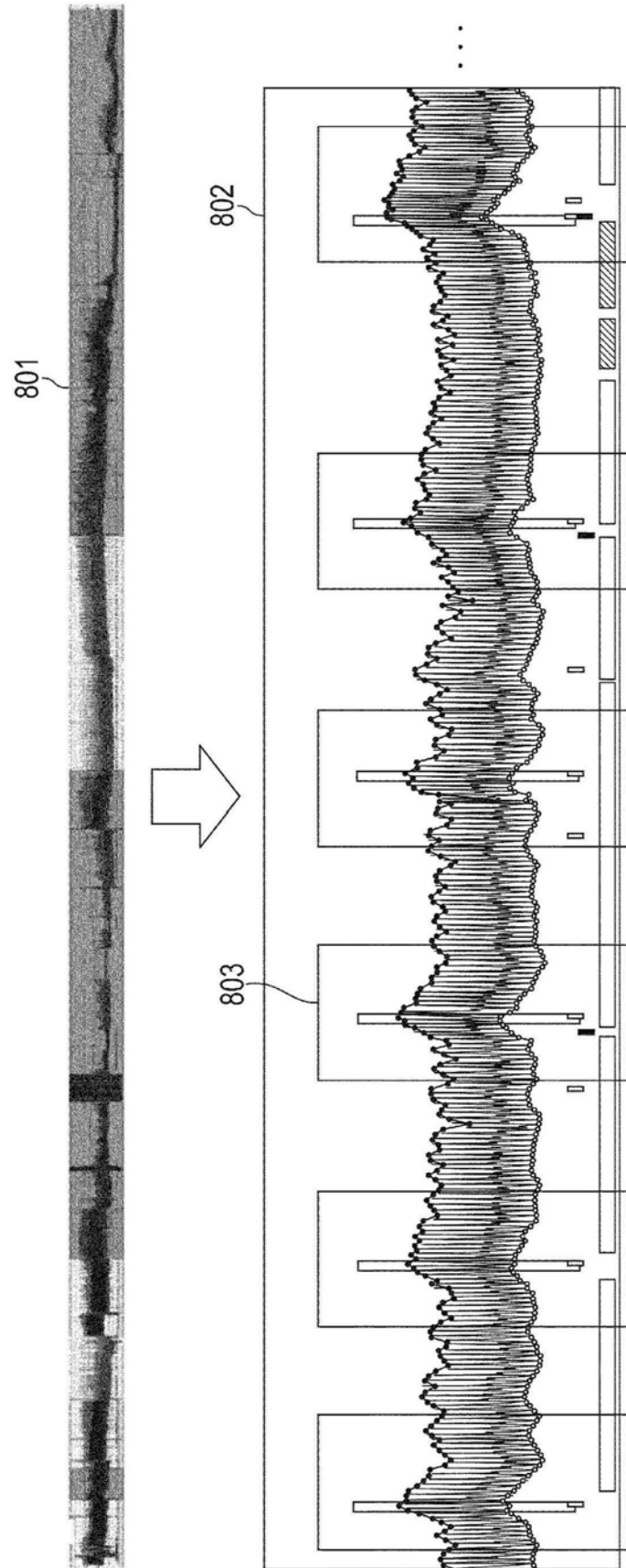


图8

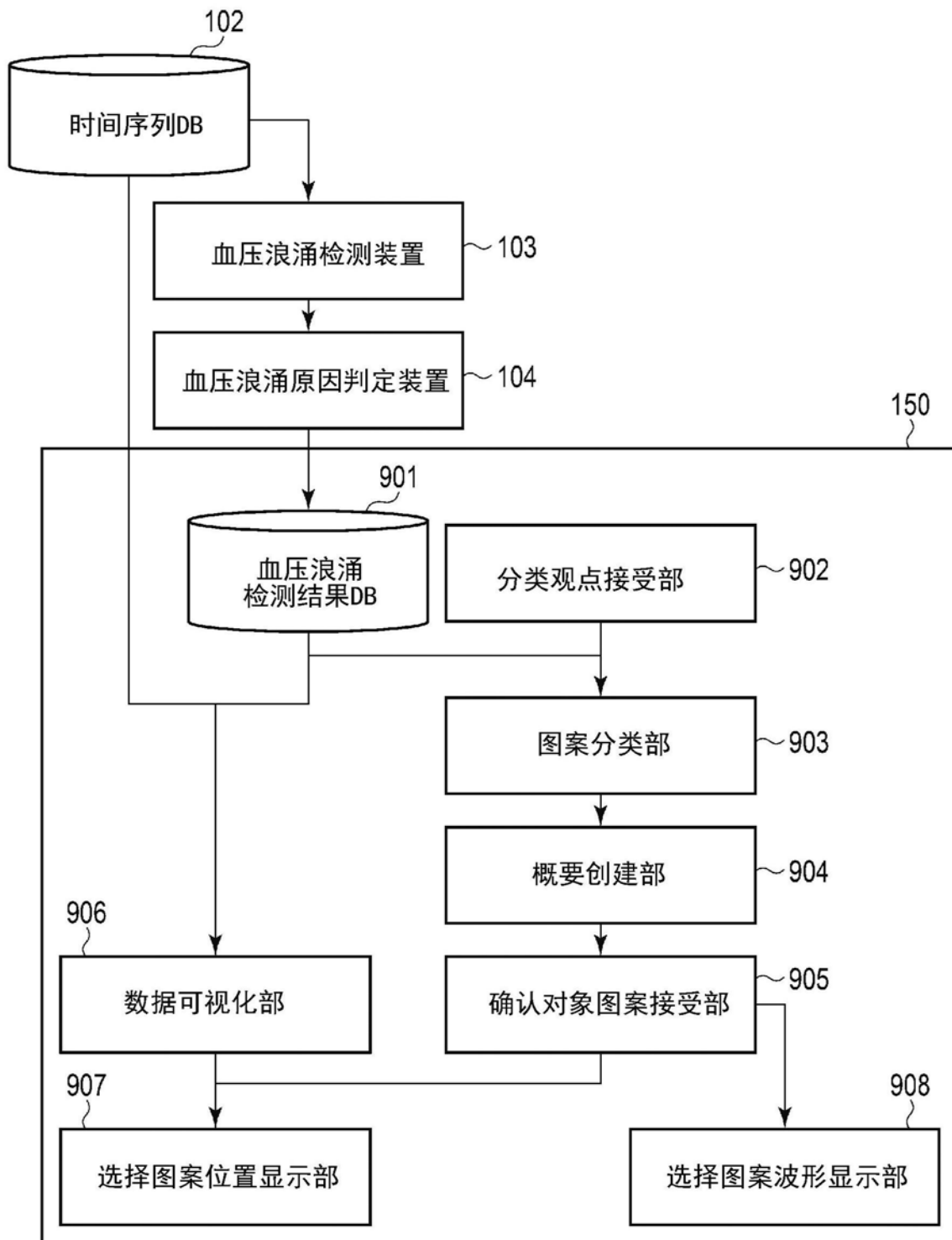


图9

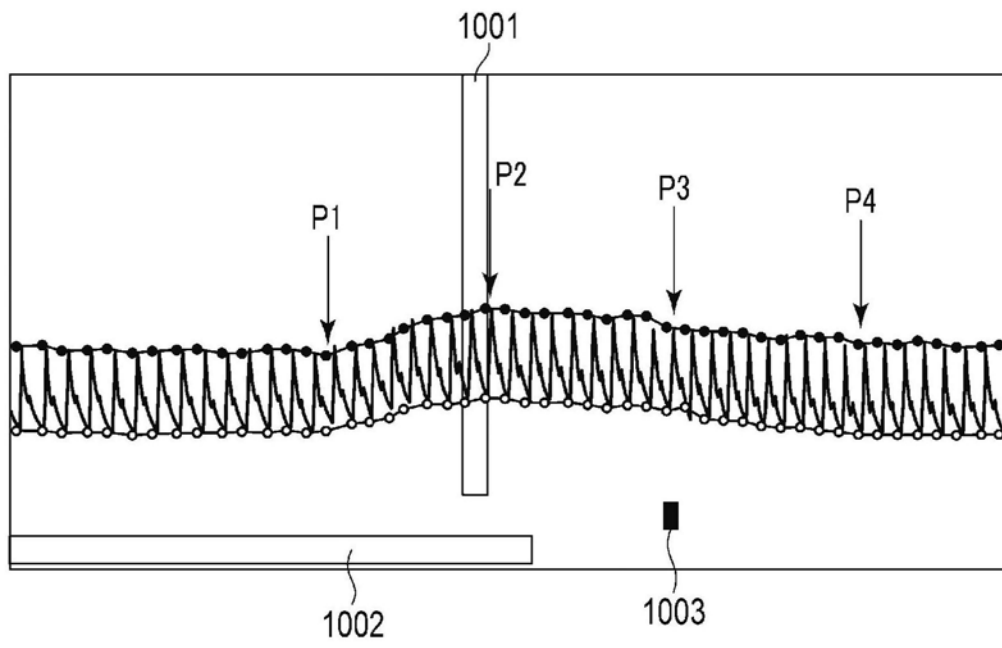


图10

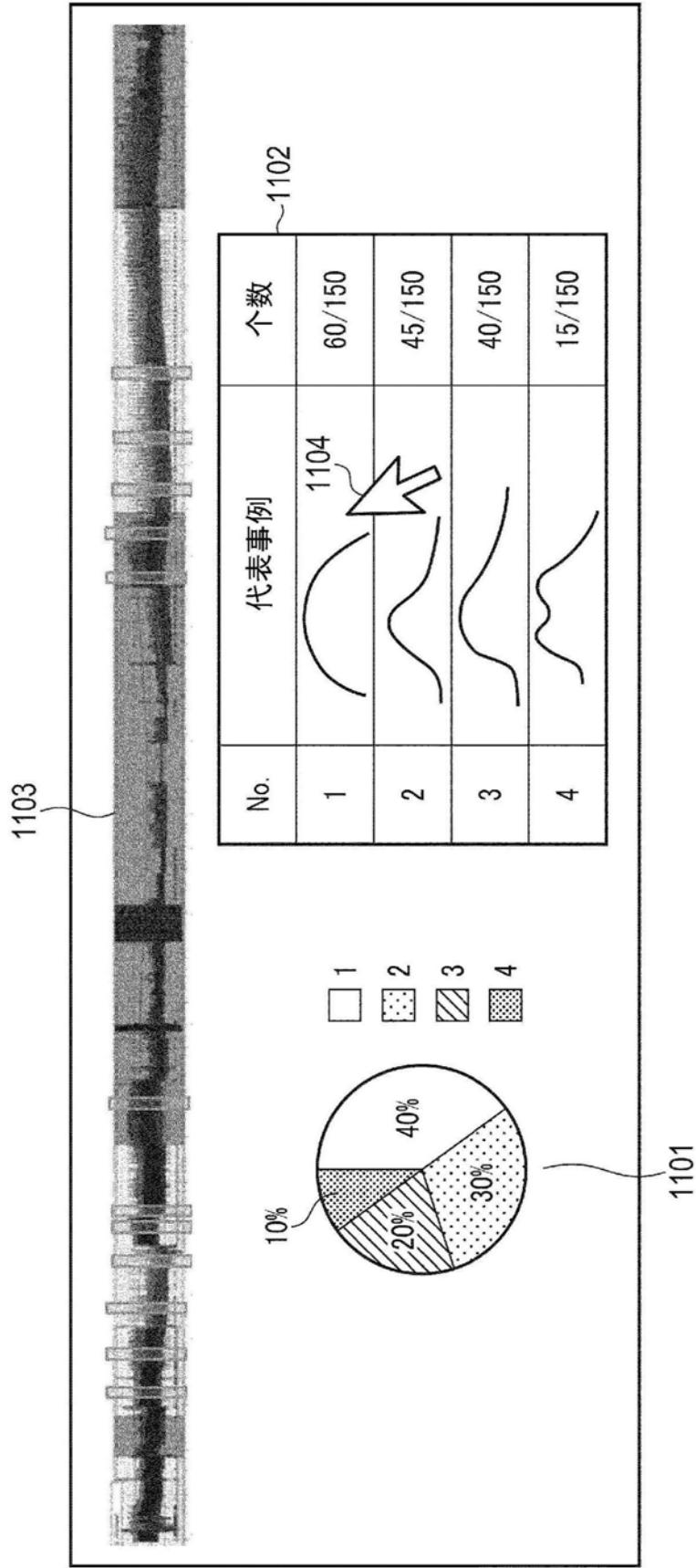


图11

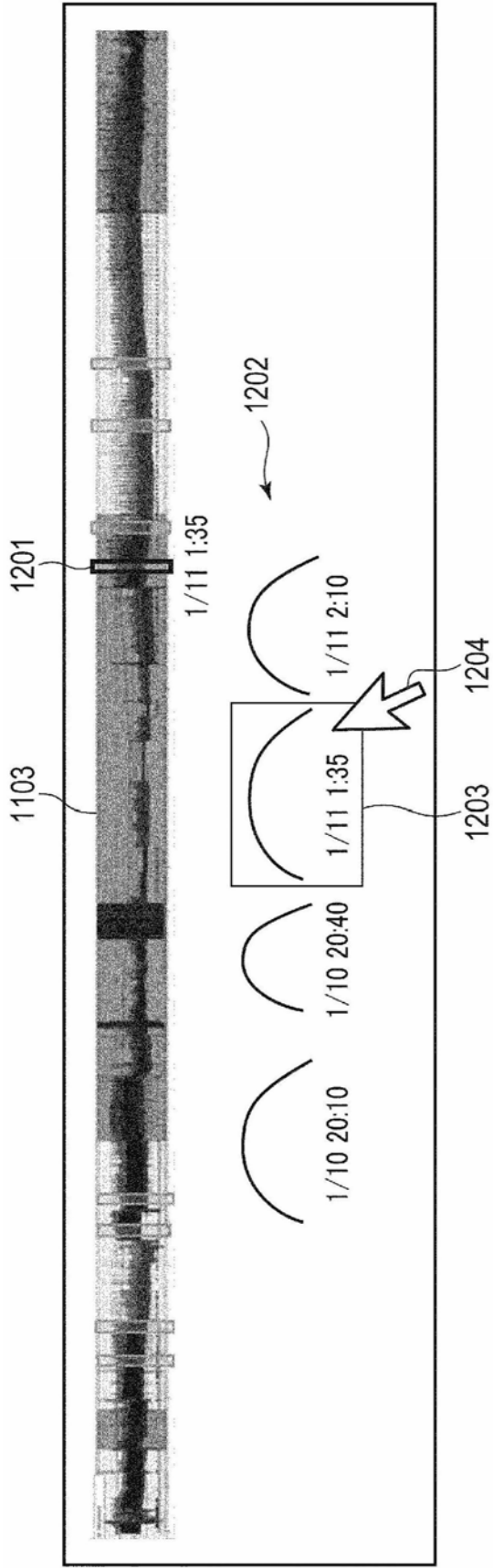


图12

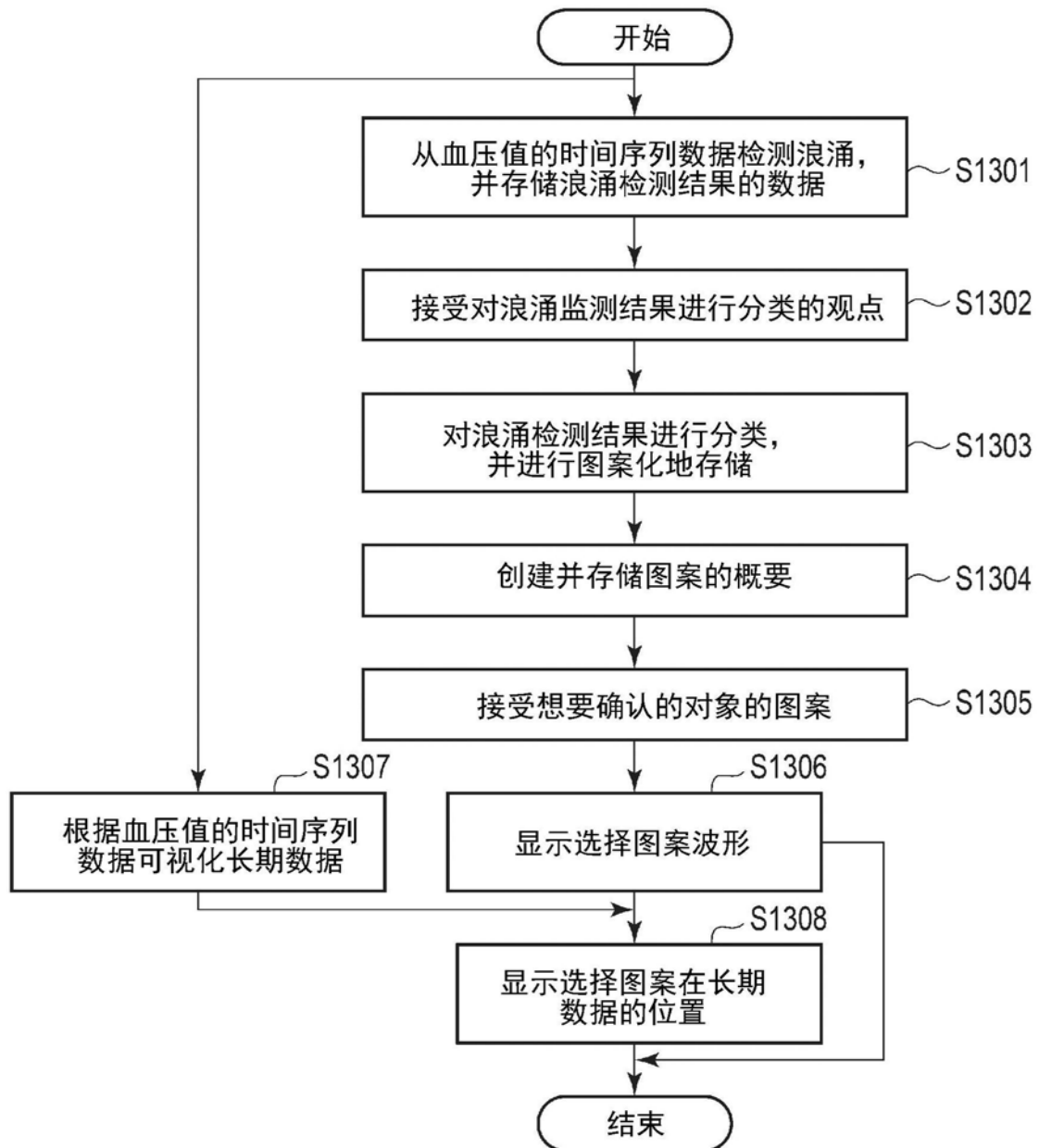


图13

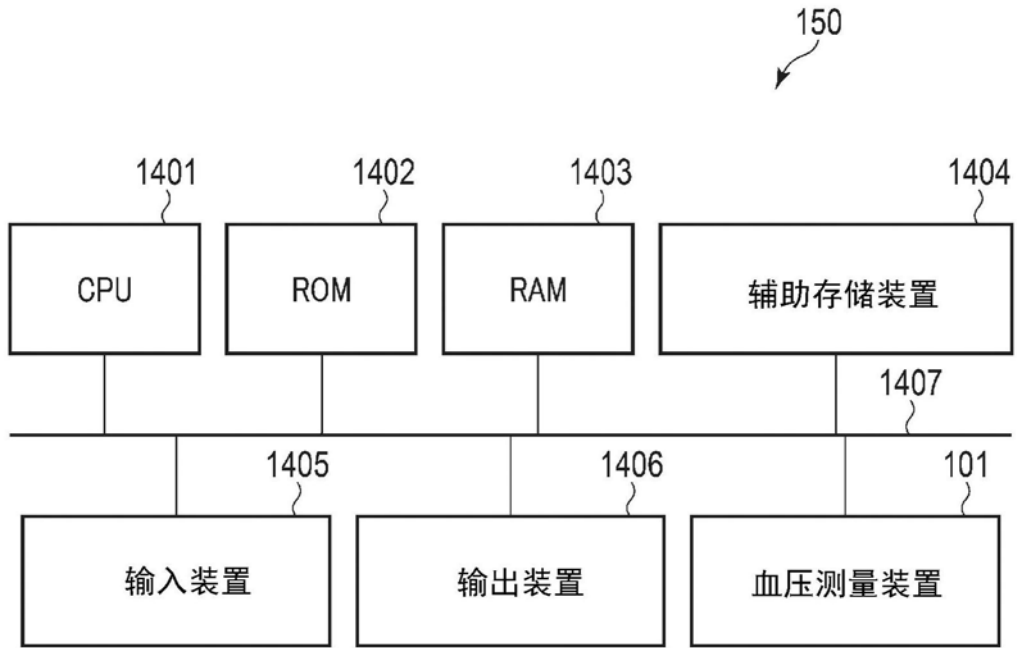


图14