



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 113645897 B

(45) 授权公告日 2025. 04. 15

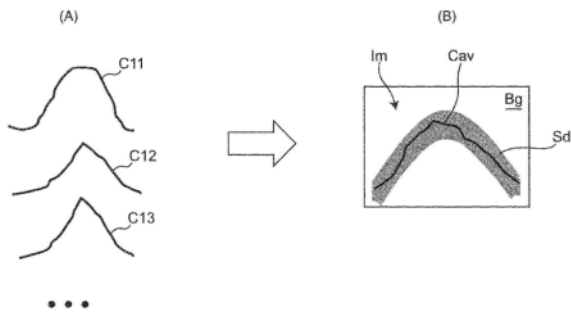
(21) 申请号 202080024289.4	专利权人 学校法人自治医科大学
(22) 申请日 2020.03.03	(72) 发明人 小久保绫子 桑原光巨 山下新吾 刘尾七臣
(65) 同一申请的已公布的文献号 申请公布号 CN 113645897 A	(74) 专利代理机构 隆天知识产权代理有限公司 72003
(43) 申请公布日 2021.11.12	专利代理师 金辉 崔炳哲
(30) 优先权数据 2019-057000 2019.03.25 JP	(51) Int.Cl. A61B 5/022 (2006.01)
(85) PCT国际申请进入国家阶段日 2021.09.24	(56) 对比文件 JP 2018153232 A, 2018.10.04 JP 2003290174 A, 2003.10.14 CN 104398257 A, 2015.03.11 US 5178154 A, 1993.01.12
(86) PCT国际申请的申请数据 PCT/JP2020/008976 2020.03.03	审查员 李陆美
(87) PCT国际申请的公布数据 W02020/195615 JA 2020.10.01	权利要求书3页 说明书18页 附图15页
(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	

(54) 发明名称

血压关联信息显示装置、血压关联信息显示方法、以及存储介质

(57) 摘要

在本发明中,根据与被检者的脉动连动地变化的血压的时间序列数据,基于预先设定的判定基准来检测血压激增。针对检测出的各血压激增,求出连结形成该血压激增的多个拍对应峰值的包络线作为个别波形(C11、C12、C13、...)。对得到的多个个别波形(C11、C12、C13、...)进行统计处理,求出时间序列数据内的血压激增的代表性波形和波形偏差。进行在显示画面上使表示代表性波形的曲线(Cav)重叠地显示在表示血压激增的波形偏差的区域(Sd)的处理。



1. 一种血压关联信息显示装置,可视化地显示与在多个心拍中血压上升呈现出峰值且接着该峰值在多个心拍中血压下降的现象即血压激增关联的信息,其特征在于,

具有:

血压激增检测部,根据与被检者的脉动连动地变化的血压的时间序列数据,基于预先设定的判定基准来检测血压激增;

个别波形获取部,针对检测出的各血压激增,求出连结形成该血压激增的多个拍对应峰值的包络线作为个别波形;

统计处理部,对得到的多个所述个别波形进行统计处理,求出所述时间序列数据内的血压激增的代表性波形和波形偏差;以及

显示处理部,进行在显示画面上使表示所述代表性波形的曲线重叠地显示在表示所述血压激增的所述波形偏差的区域的处理,

所述统计处理部进行如下处理:

在各自具有横向尺寸的多个所述个别波形中,确定横向尺寸以拍数为单位最长的最长的个别波形,

在存储区域内创建与在包括表示时间经过的横向坐标和表示伴随血压激增的血压变动量的纵向坐标的坐标平面上使多个所述个别波形在横向上相对地滑动并对齐多个所述个别波形的峰值的位置相等价的状态,所述横向坐标由确定所述拍对应峰值的拍编号确定,在该状态下,按每个用于确定所述横向坐标的所述拍编号对多个所述个别波形的血压变动量数据进行统计处理,求出所述代表性波形和所述波形偏差,

针对以所述拍数为单位所述横向尺寸比所述最长的个别波形短的个别波形,将与所述最长的个别波形相比不足的拍数相当部分的对所述血压变动量数据的统计处理的贡献设为零。

2. 如权利要求1所述的血压关联信息显示装置,其特征在于,

多个所述个别波形的血压变动量数据分别是以其个别波形的开始点的血压值为基准的变动量。

3. 如权利要求1或2所述的血压关联信息显示装置,其特征在于,

多个所述个别波形的血压变动量数据以对齐多个所述个别波形的峰值的高度的方式被归一化。

4. 如权利要求1或2所述的血压关联信息显示装置,其特征在于,

所述统计处理部进行如下处理:在将所述个别波形的数量设为N个,且将所述最长的个别波形的横向尺寸以所述拍数为单位设为M个时,确保N行M列的存储区域作为所述存储区域,

在创建与使多个所述个别波形相对地滑动并对齐多个所述个别波形的峰值的位置相等价的状态时,在所述N行M列的存储区域中在横向使N个个别波形以拍数为单位相对地滑动,并对齐用于确定所述N个个别波形的峰值的拍编号。

5. 如权利要求1或2所述的血压关联信息显示装置,其特征在于,

所述统计处理部所求出的所述波形偏差被定义为,在将k设为自然数时,多个所述个别波形的血压变动量数据所形成的分布的标准偏差的 $\pm k$ 倍,

所述显示处理部在所述显示画面上显示在纵向上具有相当于所述标准偏差的 $\pm k$ 倍的

宽度的区域作为表示所述波形偏差的区域。

6. 如权利要求1或2所述的血压关联信息显示装置,其特征在于,

所述统计处理部所求出的所述波形偏差被定义为多个所述个别波形的血压变动量数据所形成的分布的四分位范围,

所述显示处理部在所述显示画面上在纵向上显示具有相当于所述四分位范围的宽度的区域作为表示所述波形偏差的区域。

7. 如权利要求1或2所述的血压关联信息显示装置,其特征在于,

所述显示处理部以能够与表示所述代表性波形的曲线相区分的形式,进行显示表示多个所述个别波形的曲线的处理,以在所述显示画面上形成表示所述波形偏差的区域。

8. 如权利要求1或2所述的血压关联信息显示装置,其特征在于,

具有:输入部,伴随与所述被检者的脉动连动地变化的血压的时间序列数据,输入表示能确定所述被检者的身体状态的身体状态特定期间的信息,

所述统计处理部按每个所述身体状态特定期间求出在所述时间序列数据内的血压激增的代表性波形和波形偏差,

所述显示处理部在所述显示画面上,按每个所述身体状态特定期间,进行使表示所述代表性波形的曲线重叠地显示在表示所述血压激增的所述波形偏差的区域的处理。

9. 一种血压关联信息显示方法,可视化地显示与在多个心拍中血压上升呈现出峰值且接着该峰值在多个心拍中血压下降的现象即血压激增关联的信息,其特征在于,

具有:

根据与被检者的脉动连动地变化的血压的时间序列数据,基于预先设定的判定基准来检测血压激增的步骤;

针对检测出的各血压激增,求出连结形成该血压激增的多个拍对应峰值的包络线作为个别波形的步骤;以及

对得到的多个所述个别波形进行统计处理,求出所述时间序列数据内的血压激增的代表性波形和波形偏差的步骤,

在该步骤中进行如下处理:

在各自具有横向尺寸的多个所述个别波形中,确定横向尺寸以拍数为单位最长的最长的个别波形,

在存储区域内创建与在包括表示时间经过的横向坐标和表示伴随血压激增的血压变动量的纵向坐标的坐标平面上使多个所述个别波形在横向上相对地滑动并对齐多个所述个别波形的峰值的位置相等价的状态,所述横向坐标由确定所述拍对应峰值的拍编号确定,在该状态下,按每个用于确定所述横向坐标的所述拍编号对多个所述个别波形的血压变动量数据进行统计处理,求出所述代表性波形和所述波形偏差,

针对以所述拍数为单位所述横向尺寸比所述最长的个别波形短的个别波形,将与所述最长的个别波形相比不足的拍数相当部分的对所述血压变动量数据的统计处理的贡献设为零,

所述血压关联信息显示方法还具有:进行在显示画面上使表示所述代表性波形的曲线重叠地显示在表示所述血压激增的所述波形偏差的区域的处理的步骤。

10. 一种计算机可读存储介质,其上存储有用于使计算机执行权利要求9所述的血压关

联信息显示方法的程序。

血压关联信息显示装置、血压关联信息显示方法、以及存储介质

技术领域

[0001] 本发明设计血压关联信息显示装置以及血压关联信息显示方法,更详细而言,涉及一种将与被检者的血压激增关联的信息可视化地显示的装置以及方法。另外,本发明涉及存储有用于使计算机执行这样的血压关联信息显示方法的程序的计算机可读存储介质。

背景技术

[0002] 已知对于患有睡眠呼吸暂停综合征(SAS;Sleep Apnea Syndrome)的患者而言,在无呼吸后再次开始呼吸时血压急剧上升,之后下降。在本说明书中,将这样的急剧的血压变动称为“血压激增”(或者简称为“激增”)。认为通过将发生于患者的血压激增的关联信息(例如血压激增的波形)可视化地显示,有助于SAS的诊断、治疗。

[0003] 以往,例如在专利文献1(WO2017/082107A1)的图3中,睡眠呼吸暂停综合征(SAS)患者的变动状态(血压激增)的波形被显示为图。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:WO2017/082107A1

发明内容

[0007] 发明所要解决的问题

[0008] 然而,在专利文献1中,血压激增的波形只不过是针对收缩期血压值(SBP)的时间序列数据而放大时间轴,以知晓每个脉搏的峰值的形式进行显示,并未显示为表示血压的上升、下降的倾向的曲线(形状)。

[0009] 在这样的状况下,本申请人在先申请了对SAS患者的血压激增的波形的图案(形状)进行分类并可视化地显示的发明(日本特愿2017-050066号)。由此,医生能够在比较短的时间内掌握各SAS患者的血压激增的波形的图案。进而,进一步来说,若医生能够重叠地观察各SAS患者的血压激增的代表性波形和波形偏差,则很便利。另外,还认为,不限于SAS患者,将重叠地观察被检者的血压激增的代表性波形和波形偏差用作评价心血管的疾病风险的材料、评价特定的脏器的疾病风险的材料。

[0010] 因此,本发明的课题在于提供一种能够重叠显示血压激增的代表性波形和波形偏差的血压关联信息显示装置以及血压关联信息显示方法。另外,本发明的课题在于提供一种存储有用于使计算机执行这样的血压关联信息显示方法的程序计算机可读存储介质。

[0011] 解决问题的技术手段

[0012] 为了解决所述问题,本公开的血压关联信息显示装置将与在多个心拍中血压上升呈现出峰值且接着该峰值在多个心拍中血压下降的现象即血压激增关联的信息可视化地显示,其特征在于,

[0013] 具有:

[0014] 血压激增检测部,根据与被检者的脉动连动地变化的血压的时间序列数据,基于预先设定的判定基准来检测血压激增;

[0015] 个别波形获取部,针对检测出的各血压激增,求出连结形成该血压激增的多个拍对应峰值的包络线作为个别波形;

[0016] 统计处理部,对得到的多个所述个别波形进行统计处理,求出所述时间序列数据内的血压激增的代表性波形和波形偏差;以及

[0017] 显示处理部,进行在显示画面上使表示所述代表性波形的曲线重叠地显示在表示所述血压激增的所述波形偏差的区域的处理,

[0018] 所述统计处理部在存储区域内创建与在包括表示时间经过的横向坐标和表示伴随血压激增的血压变动量的纵向坐标的坐标平面上使多个所述个别波形在横向上相对地滑动并对齐多个所述个别波形的峰值的位置相等价的状态,在该状态下,按每个所述横向坐标对多个所述个别波形的血压变动量数据进行统计处理,求出所述代表性波形和所述波形偏差,

[0019] 所述统计处理部针对多个所述个别波形中的比横向尺寸最长的个别波形短的个别波形,将与所述最长的个别波形相比不足的拍数相当部分的对所述血压变动量数据的统计处理的贡献设为零。

[0020] 在本说明书中,“预先设定的判定基准”是指,典型地,用于检测睡眠呼吸暂停综合征(SAS)患者中血压激增的基准。例如,日本特愿2017-048946号、日本特愿2017-050066号所公开的那样的在峰值检测区间(例如15个心拍的期间)内包括从激增开始点的时刻到激增峰值点的时刻为止,并且激增开始点的时刻下的收缩期血压值与峰值点的时刻下的收缩期血压值之差(血压变动量)在20mmHg(或15mmHg)以上,激增开始点的时刻与峰值点的时刻之间的期间大于5个心拍,并且峰值点的时刻与激增结束点的时刻之间的期间大于7个心拍。

[0021] 另外,用于创建包络线的形成血压激增的多个“拍对应峰值”是指连续瞬间血压波形之中的相当于收缩期血压的峰值。但是,也可以是相当于舒张期血压值(DBP)的峰值。

[0022] 另外,“统计处理”是指对个别波形进行平均的处理、求出中间值的处理等。血压激增的“代表性波形”是指例如对多个个别波形进行平均而得到的平均的波形、或者相当于多个个别波形的中间值的波形等。另外,血压激增的“波形偏差”是指例如多个个别波形的分布的宽度。

[0023] 另外,“显示画面”典型地是指显示器的画面,但例如也可以是由打印机输出的纸面。

[0024] 另外,在显示画面上的例如表示代表性波形的曲线的“显示”典型地以横向坐标表示时间经过(例如拍的行进),纵向坐标表示伴随血压激增的血压变动量的方式进行。

[0025] 在本说明书中,“个别波形的峰值”是指各血压激增的峰值,相当于形成各血压激增的多个拍对应峰值中的最大的拍对应峰值。

[0026] 另外,“等价的状态”是指,不需要在所述坐标平面上实际描绘并对齐多个所述个别波形的峰值的位置的处理等,只要存储区域的数据成为与在所述坐标平面上被规定的状态相等价的状态就足够了。

[0027] 在该公开的血压关联信息显示装置中,血压激增检测部根据与被检者的脉动连动

地变化的血压的时间序列数据,基于预先设定的判定基准来检测血压激增。个别波形获取部针对检测出的各血压激增,求出连结形成该血压激增的多个拍对应峰值的包络线作为个别波形。统计处理部对得到的多个所述个别波形进行统计处理,求出所述时间序列数据内的血压激增的代表性波形和波形偏差。显示处理部进行在显示画面上使表示所述代表性波形的曲线重叠地显示在表示所述血压激增的所述波形偏差的区域的处理。由此,用户(典型地是指医生、护士等的医疗相关人员。也可以是被检者。以下同样)通过观察所述显示画面,能够直观地掌握表示所述被检者的血压激增的代表性波形的曲线和表示波形偏差的区域。除了SAS的诊断、治疗以外,这被认为可用作评价心血管的疾病风险的材料、评价特定的脏器的疾病风险的材料。

[0028] 在血压关联信息显示装置中,所述统计处理部在存储区域内创建与使多个所述个别波形在横向上相对地滑动并对齐多个所述个别波形的峰值的位置等价的状态,在该状态下,由于对多个所述个别波形的血压变动量数据进行统计处理,能够掌握所述代表性波形和所述波形偏差。另外,即使在所述坐标平面上多个所述个别波形的横向尺寸彼此存在几个拍数相当部分不同的情况下,也能够无障碍地进行所述血压变动量数据的统计处理。

[0029] 在一个实施方式的血压关联信息显示装置中,其特征在于,多个所述个别波形的血压变动量数据分别是以其个别波形的开始点的血压值为基准的变动量。

[0030] 在该一个实施方式的血压关联信息显示装置中,容易掌握所述代表性波形和所述波形偏差。

[0031] 在一个实施方式的血压关联信息显示装置中,其特征在于,多个所述个别波形的血压变动量数据以对齐多个所述个别波形的峰值的高度的方式被归一化。

[0032] 在该一个实施方式的血压关联信息显示装置中,更容易掌握所述代表性波形和所述波形偏差。

[0033] 在一个实施方式的血压关联信息显示装置中,其特征在于,

[0034] 表示所述时间经过的横向坐标由确定所述拍对应峰值的拍编号确定,

[0035] 所述统计处理部按每个所述拍编号对多个所述个别波形的血压变动量数据进行统计处理。

[0036] 在此,因心脏的搏动而心拍间隔不恒定,因此存在形成某个个别波形的血压激增发生时的1个心拍的期间与形成另一个个别波形的血压激增发生时的1个心拍的期间相互不同的情况。“表示所述时间经过的横向坐标…由拍编号确定”是指所述时间经过由拍的行进来表示,而无关乎该不同。

[0037] 在一个实施方式的血压关联信息显示装置中,表示所述时间经过的横向坐标由确定所述拍对应峰值的拍编号确定。因此,即使形成某个个别波形的血压激增发生时的1个心拍的期间与形成另一个个别波形的血压激增发生时的1个心拍的期间互不相同,也容易掌握所述代表性波形和所述波形偏差。另外,所述统计处理部在对多个所述个别波形的血压变动量数据进行统计处理时,按每个所述拍编号进行所述血压变动量数据的统计处理即可。因此,与在横向上连续地进行血压变动量数据的统计处理的情况相比,减少所述统计处理部的运算量。

[0038] 在一个实施方式的血压关联信息显示装置中,其特征在于,

[0039] 所述统计处理部所求出的所述波形偏差被定义为,在将k设为自然数时,多个所述

个别波形的血压变动量数据所形成的分布的标准偏差的 $\pm k$ 倍,

[0040] 所述显示处理部在所述显示画面上显示在纵向上具有相当于所述标准偏差的 $\pm k$ 倍的宽度的区域作为表示所述波形偏差的区域。

[0041] 在该一个实施方式的血压关联信息显示装置中,在所述显示画面上显示有在纵向上具有相当于所述标准偏差的 $\pm k$ 倍(但, k 是自然数。典型地将 k 设为1、2或3)的宽度的区域,作为表示所述波形偏差的区域。因此,用户能够直观地掌握表示所述被检者的血压激增的代表性波形的曲线和表示波形偏差的区域。表示该波形偏差的区域的显示例如在个别波形的变化被作为正态分布充分地处理的情况下(例如,个别波形的数量为几十个以上的情况),成为特别有益的显示。

[0042] 在一个实施方式的血压关联信息显示装置中,其特征在于,

[0043] 所述统计处理部所求出的所述波形偏差被定义为多个所述个别波形的血压变动量数据所形成的分布的四分位范围,

[0044] 所述显示处理部在所述显示画面上在纵向上显示具有相当于所述四分位范围的宽度的区域作为表示所述波形偏差的区域。

[0045] 在该一个实施方式的血压关联信息显示装置中,在所述显示画面上显示在纵向上具有相当于所述四分位范围的宽度的区域,作为表示所述波形偏差的区域。因此,用户能够直观地掌握表示所述被检者的血压激增的代表性波形的曲线和表示波形偏差的区域。另外,与用标准偏差来定义表示所述波形偏差的区域的情况相比,无需过多的计算,计算简单地完成。因此,能够有助于提高处理速度、节省存储。

[0046] 在一个实施方式的血压关联信息显示装置中,其特征在于,所述显示处理部在所述显示画面上,以能够与表示所述代表性波形的曲线相区分的形式,进行显示表示多个所述个别波形的曲线的处理,以形成表示所述波形偏差的区域。

[0047] 在该一个实施方式的血压关联信息显示装置中,显示有表示所述代表性波形的曲线和表示多个所述个别波形的曲线,以在所述显示画面上形成表示所述波形偏差的区域。因此,用户能够直观地掌握表示所述被检者的血压激增的代表性波形的曲线和表示波形偏差的区域。表示该多个个别波形的曲线的显示例如在个别波形的数量在几个以下的情况下使用户掌握个别波形的变化是有益的。

[0048] 在一个实施方式的血压关联信息显示装置中,其特征在于,

[0049] 具有:输入部,伴随与所述被检者的脉动连动地变化的血压的时间序列数据,输入表示能确定所述被检者的身体状态的身体状态特定期间的信息,

[0050] 所述统计处理部按每个所述身体状态特定期间求出在所述时间序列数据内的血压激增的代表性波形和波形偏差,

[0051] 所述显示处理部在所述显示画面上,按每个所述身体状态特定期间,进行使表示所述代表性波形的曲线重叠地显示在表示所述血压激增的所述波形偏差的区域的区域的处理。

[0052] 在本说明书中,“身体状态特定期间”是指无呼吸期间、快速眼动睡眠期间、非快速眼动睡眠期间、清醒期间、和/或经皮的动脉血氧饱和度(SpO_2) 较低的期间等被检者变为可能成为血压激增的要因的身体状态的期间。

[0053] 在该一个实施方式的血压关联信息显示装置中,输入部伴随与所述被检者的脉动连动地变化的血压的时间序列数据,输入表示所述被检者的身体状态特定期间的信息。所

述统计处理部按所述每个身体状态特定期间求出所述时间序列数据内的血压激增的代表性波形和波形偏差。所述显示处理部在所述显示画面上,按每个所述身体状态特定期间,进行使表示所述代表性波形的曲线重叠地显示在表示所述血压激增的所述波形偏差的区域的处理。由此,用户能够按所述每个身体状态特定期间,换言之,能够按每个被检者变为可能成为血压激增的要因的身体状态的期间,掌握表示所述被检者的血压激增的代表性波形的曲线和表示波形偏差的区域。因此,用户能够掌握例如引起最严重的血压激增的要因(身体状态)。

[0054] 在另一方面,本公开的血压关联信息显示方法,所述血压关联信息显示方法将与在多个心拍中血压上升呈现出峰值且接着该峰值在多个心拍中血压下降的现象即血压激增关联的信息可视化地显示,其特征在于,

[0055] 具有:

[0056] 根据与被检者的脉动连动地变化的血压的时间序列数据,基于预先设定的判定基准来检测血压激增的步骤;

[0057] 针对检测出的各血压激增,求出连结形成该血压激增的多个拍对应峰值的包络线作为个别波形的步骤;以及

[0058] 对得到的多个所述个别波形进行统计处理,求出所述时间序列数据内的血压激增的代表性波形和波形偏差的步骤;

[0059] 在该步骤中,所述统计处理部在存储区域内创建与在包括表示时间经过的横向坐标和表示伴随血压激增的血压变动量的纵向坐标的坐标平面上使多个所述个别波形在横向上相对地滑动并对齐多个所述个别波形的峰值的位置相等价的状态,在该状态下,按每个所述横向坐标对多个所述个别波形的血压变动量数据进行统计处理,求出所述代表性波形和所述波形偏差,

[0060] 在该步骤中,所述统计处理部针对多个所述个别波形中的比横向尺寸最长的个别波形短的个别波形,将与所述最长的个别波形相比不足的拍数相当部分的对所述血压变动量数据的统计处理的贡献设为零,

[0061] 所述血压关联信息显示方法还具有:进行在显示画面上使表示所述代表性波形的曲线重叠地显示在表示所述血压激增的所述波形偏差的区域的处理的步骤。

[0062] 根据本公开的血压关联信息显示方法,用户能够直观地掌握表示所述被检者的血压激增的代表性波形的曲线和表示波形偏差的区域。除了SAS的诊断、治疗以外,这被认为可用作评价心血管的疾病风险的材料、评价特定的脏器的疾病风险的材料。另外,在存储区域内创建与使多个所述个别波形在横向上相对地滑动并对齐多个所述个别波形的峰值的位置等价的状态,在该状态下,由于对多个所述个别波形的血压变动量数据进行统计处理,能够掌握所述代表性波形和所述波形偏差。另外,即使在所述坐标平面上多个所述个别波形的横向尺寸彼此存在几个拍数相当部分不同的情况下,也能够无障碍地进行所述血压变动量数据的统计处理。

[0063] 在另一个方面,本公开的计算机可读存储介质存储有使计算机执行所述血压关联信息显示方法的程序。

[0064] 通过使计算机执行本公开的计算机可读存储介质,能够实施所述血压关联信息显示方法。

[0065] 发明效果

[0066] 如上所述,根据本公开的血压关联信息显示装置以及血压关联信息显示方法,能够将血压激增的代表性波形和波形偏差重叠地显示。另外,通过使计算机执行本公开的计算机可读存储介质存储的程序,能够实施所述血压关联信息显示方法。

附图说明

[0067] 图1是表示将本发明的血压关联信息显示装置构成为网络上的系统的一个实施方式的框图。

[0068] 图2是表示所述系统包含的医院终端的结构框图。

[0069] 图3是表示所述系统包含的服务器的结构框图。

[0070] 图4是表示通过所述系统一并测定被检者的一晚的血压的时间序列数据和能够成为血压激增的要因的身体状态时的实施方式的图。

[0071] 图5A是表示执行基本的血压关联信息显示方法时的所述服务器的动作流程的图。

[0072] 图5B是表示执行应用性血压关联信息显示方法时的所述服务器的动作流程的图。

[0073] 图6中,图6的(A)是表示被检者的一晚的血压的时间序列数据的图。图6的(B)是放大图6的(A)的局部,然后示出在该时间序列数据上检测出的血压激增和由PSG装置测量出的无呼吸/低呼吸事件的图。

[0074] 图7是示例血压激增的波形(个别波形)并说明用于检测血压激增的判定基准的图。

[0075] 图8是概念性地说明对血压激增的个别波形进行平均的处理的图。

[0076] 图9的(A)是示例多个个别波形的图。图9的(B)是示例使表示平均的波形的曲线进行重合于表示波形偏差的区域的形式的图像数据的图。

[0077] 图10是表示针对血压激增的个别波形的统计处理的详细流程图。

[0078] 图11是示例记录有确定检测出的血压激增的时刻的表格的图。

[0079] 图12是示例针对某个血压激增记录有个别波形的拍对应峰值的时间序列数据的表格的图。

[0080] 图13是示例用于对血压变动量数据进行统计处理的表格的图。

[0081] 图14是表示在执行所述应用性血压关联信息显示方法时的所述医院终端处的显示处理的流程的图。

[0082] 图15A是表示在显示画面上排列并缩略显示针对无呼吸期间、快速眼动睡眠期间、非快速眼动睡眠期间、清醒期间分别创建的使表示平均的波形的曲线重叠于表示波形偏差的区域内形式的图像数据的图。

[0083] 图15B是表示将针对所述无呼吸期间而创建的图像数据在所述显示画面上放大显示的形式的图。

[0084] 图16中,图16的(A)与图9的(A)同样地是示例针对无呼吸期间而得到的多个个别波形的图。图16的(B)是示出显示波形偏差的形式的变形例的图。

具体实施方式

[0085] 以下,参照附图对本发明的实施方式进行详细地说明。

[0086] (系统的结构)

[0087] 图1示出了将本发明的血压关联信息显示装置构成为一个实施方式的系统(用附图标记100表示整体)的例子。该系统100包括:具有作为显示画面的显示器240的医院终端200A、200B;服务器300;张力测定方式的血压计400;以及PSG(polysomnography;多导睡眠监测)装置500。这些医院终端200A、200B、服务器300、血压计400以及PSG装置500经由医院内LAN(Local Area Network,局域网)即网络900能够相互通信。经由该网络900的通信可以是无线、有线中的任一种。在本实施方式中,网络900是医院内LAN(Local Area Network),但不限于此,可以是互联网之类的其他种类的网络,也可以是利用USB线缆等的1对1的通信。需要说明的是,医院终端200A、200B在本例中仅示出了两台,但也可以设置三台以上。

[0088] 如图2所示,医院终端200A包括:主体200M、搭载于该主体200M的控制部210、存储部220、操作部230、作为显示画面的显示器240、通信部290。该医院终端200A由市售的笔记本型个人计算机构成,其中安装有应用软件(计算机程序)以进行后述的处理,能够访问服务器300。

[0089] 控制部210包括CPU(Central Processing Unit;中央运算处理装置)及其辅助电路,控制医院终端200A各部并且依照存储于存储部220的程序以及数据来执行后述的处理。即,处理从操作部230以及通信部290输入的数据,并将处理后的数据存储在存储部220中、或显示在显示器240上,或从通信部290输出。

[0090] 存储部220包括被用作由控制部210执行程序所需的作业区域的RAM(Random Access Memory,随机存取存储器)、以及用于存储由控制部210执行的基本的程序的ROM(Read Only Memory,只读存储器)。另外,作为用于辅助存储部220的存储区域的辅助存储装置的存储介质,可以使用半导体存储器(存储卡、SSD(Solid State Drive,固态硬盘))等。

[0091] 在该例中,操作部230由键盘以及鼠标构成,并且通常将指示作为用户的医生的操作的操作信号输入到控制部210。另外,操作部230还可以由触摸面板等其他的操作设备构成,可以代替键盘和鼠标,或者在键盘和鼠标的基础上追加。

[0092] 显示器240包括显示画面(例如,LCD(Liquid Crystal Display,液晶显示器)或EL(Electroluminescence,电致发光)显示器等)。显示器240由控制部210控制,使规定的图片显示于显示画面。

[0093] 通信部290将来自控制部210的信息经由网络900向服务器300发送。

[0094] 为了简便虽然省略了图示,但其他医院终端200B、…也与医院终端200A成为同样的结构。

[0095] 如图3所示,服务器300包括控制部310、存储部320、操作部330、显示器340、以及通信部390。该服务器300在通用的计算机装置中安装有程序(软件),以进行后述的处理。

[0096] 控制部310包括CPU及其辅助电路,控制服务器300的各部,并依照存储于存储部320的程序以及数据来执行规定的处理,处理从操作部330以及通信部390输入的数据,将处理后的数据存储在存储部320、或显示于显示器340、或从通信部390输出。

[0097] 存储部320包括被用作由控制部310执行程序所需的作业区域的RAM、以及用于存储由控制部310执行的基本的程序的ROM。在存储部320设置有包括从大量被检者送来的血

压测定数据在内的数据库321。另外,作为用于辅助存储部320的存储区域的辅助存储装置的存储介质,可以使用磁盘(HD(Hard Disk,硬盘)、FD(Flexible Disk,软盘))、光盘(CD(Compact Disc,激光光盘)、DVD(Digital Versatile Disk,数字通用光盘)、BD(Blu-ray Disc,蓝光光盘))、光磁盘(MO(Magneto-Optical disk))、或者半导体存储部(存储卡、SSD)等。

[0098] 在该例中,操作部330由键盘以及鼠标构成,将指示基于用户的操作的操作信号输入至控制部310。另外,操作部330还可以由触摸面板等其他的操作设备构成,可以代替键盘和鼠标,或者在键盘和鼠标的基础上追加。

[0099] 显示器340包括显示画面(例如LCD或EL显示器等)。显示器340由控制部310控制,将规定的图片显示于显示画面。

[0100] 通信部390将来自控制部310的信息经由网络900向其他的装置(在该例中为医院终端200A)发送,并且接收从其他装置经由网络900发送出的信息并向控制部310传递。

[0101] 在该例中,图1中所示的血压计400由日本特愿2017-050066号中公开的张力测定方式的血压计构成。如图4所示,该血压计400具有:压力传感器部402,其利用张力测定方式每一拍连续地检测通过被检者90的被测定部位(例如左手腕)的桡骨动脉的压力脉搏波;以及主体单元401,其将该压力传感器部402检测出的压力的变化作为血压的时间序列数据输出。压力传感器部402与主体单元401之间由信号线缆403连接。张力测定法是通过压力传感器部402(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。若将血管视为厚度一样的圆管,则能够与血管内的血液的流动、有无搏动无关地考虑血管壁,从而依据拉普拉斯定律推导出血管的内压(血压)与血管的外压(压力脉搏波的压力)的关系式。利用该关系式,在按压面血管被压扁的条件下,通过近似血管的外壁以及内壁的半径,能够近似为压力脉搏波的压力与血压相等。所以,此后,压力脉搏波的压力成为与血压相同的值。其结果是,血压计400以每一心拍测定被测定部位(例如左手腕)的血压值,例如以图6的(A)所示那样的方式,输出将测定时刻(时间)与血压建立了对应关系的血压的时间序列数据801。一晚的时间序列数据801包括约3万次心拍的拍对应峰值(相当于收缩期血压(SBP)或舒张期血压(DBP)的峰值)。

[0102] 另外,在该例中,图1中所示的PSG装置500由市售的PSG装置(例如日本光电工业株式会社制的Neurofax(注册商标)EEG-9200)构成,仅在执行后述的[B.应用性血压关联信息显示方法]时使用。如图4中所示,该PSG装置500具备传感器组502、以及对来自该传感器组502的信号进行处理并输出用于确定被检者90身体状态的信息的主体单元501。在该例子中,传感器组502包括:检测脑波的脑波检测电极502A、检测眼球运动的眼球运动检测电极502B、检测伴随呼吸的气流的气流传感器502C、用于得到心电图的心电图电极502D、检测经皮动脉血氧饱和度(SpO_2)的脉搏血氧仪502E、以及用于得到肌电图的肌电图电极502F。传感器组502与主体单元501之间经由未图示的线缆箱由未图示的信号线缆连接。在该例中,PSG装置500能够输出表示无呼吸期间(或低呼吸期间)、快速眼动睡眠期间、非快速眼动睡眠期间、清醒期间和/或 SpO_2 低的期间的信息,作为表示被检者90的身体状态被确定的期间(将其称为“身体状态特定期间”)的信息。在此,睡眠中的“无呼吸”是指“呼吸停止10秒以上的状态”。另外,“低呼吸”是指呼吸所产生的换气降低至10秒以上且50%以下。另外,“快速眼动睡眠”是指伴随急速眼球运动的睡眠,“非快速眼动睡眠”是指不伴随急速眼球运动

的睡眠,“清醒”是指清醒的状态。 SpO_2 是指经过皮肤(经皮地)测定出在动脉血中流动的红血球所含的血红蛋白的几%结合有氧的值。 SpO_2 为“低”的期间是指在该例中 SpO_2 小于90%的期间。

[0103] 例如在放大图6的(A)的局部而示出的图6的(B)中,“无呼吸”期间由带阴影的条805、805、…表示。另外,“低呼吸”期间由白条804、804、…表示。在这样的方式中,PSG装置500能够多种类地输出表示针对被检者90的身体状态特定期间的信息。

[0104] (血压关联信息显示方法)

[0105] 该系统100大致分为包括在服务器300上的图像数据的创建和在医院终端(例如200A)上的图像数据的显示,能够实施以下这样的“A.基本的血压关联信息显示方法”和“B.应用性血压关联信息显示方法”。

[0106] [A.基本的血压关联信息显示方法]

[0107] 在该基本的血压关联信息显示方法中,不使用PSG装置500,仅使用如图6的(A)例示地那样的血压计400所输出的测定时刻(时间)与血压建立了对应的血压的时间序列数据801,如下所述地进行图像数据的创建、显示。

[0108] (服务器300上的图像数据的创建)

[0109] i) 在图4所示的方式中,针对被检者90,经过一晚(包含睡眠期间),进行使用了血压计400的连续的血压测定(在该例中,不进行使用了PSG装置500的身体状态的测定)。在该例中,来自血压计400的血压的时间序列数据被医院终端200A接收,暂时地存储在存储部220中。接着,例如作为用户的医生操作医院终端200A的操作部230,针对被检者90测定出的血压的时间序列数据和表示身体状态特定期间的信息一并经由网络900向服务器300发送。

[0110] ii) 服务器300在该例中始终处于动作状态(但除了维护期间等),如图5A(表示执行基本的血压关联信息显示方法时的服务器300的动作流程)的步骤S101所示,等待来自医院终端200A的数据。当服务器300的控制部310从网络900经由作为输入部的通信部390接收来自医院终端200A的上述的血压的时间序列数据(步骤S101为“是”)时,将接收到的血压的时间序列数据存储于存储部320的数据库321。然后,执行如下所述的步骤S102~S107的处理。

[0111] iii) 首先,如步骤S102所示,控制部310作为预处理部发挥功能,对血压的时间序列数据实施使用了公知的移动平均法等平滑化、噪声去除、使用了低通滤波器的高频成分去除等的预处理。

[0112] iv) 接着,如步骤S103所示,控制部310作为血压激增检测部发挥功能,根据被检者90的血压的时间序列数据,例如日本特愿2017-048946号、日本特愿2017-050066号所公开的那样,基于预先设定的判定基准来检测血压激增。由此,例如在图6的(B)中,如虚线的矩形框803、803、…所示,检测多个血压激增。据说血压激增一晚上可发生数百次。在该例中,对相当于收缩期血压(SBP)的峰值标注黑圈●,并将它们用包络线连结。另外,对相当于舒张期血压(DBP)的峰值标注白圈○,并将它们用包络线连结。

[0113] 在此,用于检测血压激增的“预先设定的判定基准”是指,例如如图7(用曲线C表示血压激增的个别波形的一例)所示,在峰值检测区间(例如15次心拍的期间)内,包括从激增开始点P1的时刻到激增峰值点P2的时刻为止,并且激增开始点P1的时刻下的收缩期血压值(SBP)与峰值点P2的时刻下的收缩期血压值(SBP)之差(血压变动量)L1处于20mmHg(或

15mmHg)以上,激增开始点P1的时刻与峰值点P2的时刻之间的期间T1大于5个心拍,并且峰值点P2的时刻与激增结束点P4的时刻之间的期间T3大于7个心拍。在该例中,激增开始点P1比峰值点P2靠前,被规定为给与收缩期血压值(SBP)的极小的点。另外,激增结束点P4比峰值点P2靠后,被规定为从峰值点P2下降 $L1 \times 0.75 (=L3)$ 量的血压的点。

[0114] v) 接着,如图5A的步骤S104所示,控制部310作为个别波形获取部发挥功能,针对检测出的各血压激增803、803、...,求出将形成该血压激增803的多个拍对应峰值(在该例中,相当于收缩期血压(SBP)的峰值)连结的包络线作为个别波形。如图7所示,血压激增的个别波形表现为形成山状的形状的曲线C。

[0115] vi) 接着,如图5A的步骤S105所示,控制部310作为统计处理部发挥功能,在该例中,对得到的全部个别波形进行统计处理,求出在所述时间序列数据801内的血压激增的代表性波形和波形偏差。在此,“统计处理”是指对个别波形进行平均的处理。在该例中,血压激增的“代表性波形”是指对多个个别波形进行平均而得到的平均的波形。另外,在该例中,血压激增的“波形偏差”是指多个个别波形的分布的宽度。

[0116] 如果概念性地说明,则对血压激增的个别波形进行平均的处理是指如下的处理。如图8中所例示,作为血压激增,存在“激增No.1”的个别波形C1、“激增No.2”的个别波形C2。在该情况下,对血压激增的个别波形进行平均的处理相当于如下处理:在包含表示时间经过的横向坐标X和表示随着血压激增的血压变动量的纵向坐标Y的坐标平面Q上,在使多个个别波形C1、C2在横向X上相对地滑动并对齐多个个别波形C1、C2的峰值的位置的状态下,在每个横向坐标X上对多个个别波形C1、C2的血压变动量数据进行平均,求出表示平均的波形的曲线Cav作为代表性波形。在此,在图8中,表示时间经过的横向坐标X由用于特别指定拍对应峰值的拍编号确定。纵向坐标Y由伴随血压激增的收缩期血压值(SBP)的血压变动量确定。需要说明的是,关于具体的数据处理(血压激增的个别波形的统计处理)将在后面详述。

[0117] 另外,在该例中,血压激增的“波形偏差”的范围是使用多个个别波形的血压变动量数据所形成的分布(每个横向坐标X的分布)的标准偏差 σ ,针对每个横向坐标X定义为标准偏差 σ 的 $\pm k$ 倍(但是,k为自然数)的范围。典型地,将k设定为1、2或3。以下,只要没有特别说明,血压激增的“波形偏差”的范围为 $\pm \sigma$ 的范围。表示该波形偏差 $\pm \sigma$ 的区域(例如,后述的图9的(B)中所示的区域Sd)的显示在个别波形的偏差足以作为正态分布进行处理的情况下(例如,数十个以上的情况下),就会变成特别有用的显示。

[0118] 由此,得到表示作为代表性波形的平均的波形的曲线Cav、以及每个横向坐标X的波形偏差 $\pm \sigma$ 。

[0119] vii) 接着,如图5A的步骤S106所示,控制部310作为显示处理部的一部分发挥功能,创建使表示平均的波形的曲线Cav重叠于表示血压激增的波形偏差的区域(用附图标记Sd表示)的形式的图像数据。

[0120] 例如,如图9的(A)所示,在图5A的步骤S104中,得到个别波形C11、C12、C13、...。在该情况下,通过图5A的步骤S106,例如如图9的(B)所示,得到使表示平均的波形的曲线Cav重叠于表示波形偏差的区域Sd的形式的图像数据Im。在该例中,表示平均的波形的曲线Cav用具有某一浓度的实线表示。表示波形偏差的区域Sd被表示为具有曲线Cav与背景区域(在该例中为白色区域)Bg之间的中间浓度的区域。

[0121] viii)之后,如图5A的步骤S107所示,服务器300的控制部310将所创建的图像数据Im经由网络900向在该例中作为血压的时间序列数据的提供源的医院终端200A发送。

[0122] 此外,服务器300的控制部310也可以将图像数据Im例如根据操作医院终端200A的用户的指定,向医院终端200A以外的其他医院终端200B等发送。

[0123] (血压激增的个别波形的统计处理)

[0124] 图10示出了针对图5A的步骤S105中说明的基于服务器300的控制部310的血压激增的个别波形的统计处理的详细流程。

[0125] 如图10的步骤S111所示,控制部310从数据库321针对检测出的全部的血压激增来获取个别波形的拍对应峰值的时间序列数据。在该例中,获取到的血压激增的数量为N个。

[0126] 例如,如图11的表格MT1所示,检测出的血压激增No.1被确定为开始时刻(开始点的时刻)22:20:15、峰值时刻(峰值的时刻)22:20:21、结束时刻(结束点的时刻)22:20:26。另外,血压激增No.2被确定为开始时刻22:25:35、峰值时刻22:25:44、结束时刻22:25:52。此外,时刻表示的方法为“时:分:秒”(以下同样)。

[0127] 在该情况下,例如关于血压激增No.1,个别波形的拍对应峰值的时间序列数据例如如图12的表格MT2所示,在开始时刻22:20:15被记录有作为拍对应峰值的相当于SBP的峰值为130[mmHg]、相当于DBP的峰值为78[mmHg]、脉搏数PR为61[拍/分]。在相当于下一心拍的时刻22:20:16被记录有相当于SBP的峰值为134[mmHg]、相当于DBP的峰值为80[mmHg]、脉搏数PR为60[拍/分]。这样依次记录了拍对应峰值的时间序列数据,在结束时刻22:20:26被记录有相当于SBP的峰值为133[mmHg]、相当于DBP的峰值为82[mmHg],脉搏数PR为61[拍/分]。为了简单虽然省略了图示,但关于血压激增No.2,也同样地记录个别波形的拍对应峰值的时间序列数据。

[0128] 接着,如图10的步骤S112所示,控制部310针对N个个别波形,将各自的个别波形的开始点P1作为基准($=0$ [mmHg])进行偏移。即,关于N个个别波形,分别从各时刻的血压值(在该例中为SBP值)减去该个别波形的开始点P1的血压值(在该例中为SBP值)。由此,得到每个时刻的血压变动量数据。通过这样进行偏移,容易掌握表示作为代表性波形的平均的波形的曲线Cav和每个横向坐标X的波形偏差 $\pm\sigma$ 。

[0129] 接着,如图10的步骤S113所示,控制部310确定N个个别波形中的X方向(横向)尺寸最长的个别波形。另外,求出该最长的X方向尺寸作为拍数M个。

[0130] 接着,如图10的步骤S114所示,控制部310在存储部320中确保N行M列的存储区域作为用于执行运算的作业区域。

[0131] 为了简单,如图8中示例所示,获取到的血压激增的数量 $N=2$ 个,“激增No.1”的个别波形C1的X方向尺寸为拍数12个量,“激增No.2”的个别波形C2的X方向尺寸为拍数17个量。此时,控制部310将X方向尺寸最长的个别波形特定为C2,求出该最长的X方向尺寸作为拍数 $M=17$ 个。然后,如图13的表格MT3的第二行~第三行所示,控制部310在存储部320中确保2行17列的存储区域,作为用于执行用于“激增No.1”、“激增No.2”的运算的作业区域。需要说明的是,实际上,在获取到的血压激增的数量N大于2的情况下,确保比2多的行数的存储区域。在表格MT3的最上段(第一行)中示出了表示X方向坐标的拍编号。

[0132] 接着,如图10的步骤S115所示,控制部310在N行M列的存储区域内使N个个别波形在横向X上相对地滑动并对齐N个个别波形的峰值的位置(拍编号)。例如在图13的例子中,

在横向X上“激增No.1”、“激增No.2”这两个个别波形C1、C2的峰值的位置被对齐为拍编号10(用虚线的圆圈包围表示)处。其结果是,在表格MT3的第二行,“激增No.1”的血压变动量数据在拍编号4~15中按拍编号依次表示为“0”、“4”、“10”、“13”、…、“11”、“3”(单位为mmHg。以下同样)。另外,在表格MT3的第三行,“激增No.2”的血压变动量数据在拍编号1~17中按拍编号依次表示为“0”、“2”、“3”、“5”、…、“4”、“2”。这样,对齐N个个别波形的峰值的位置(拍编号)的状态等价于在图8中所示的坐标平面Q上使多个个别波形C1、C2在横向X上相对地滑动并对齐多个个别波形C1、C2的峰值的位置的状态。由此,更容易掌握表示作为代表性波形的平均的波形的曲线Cav和在每个横向坐标X的波形偏差 $\pm\sigma$ 。此外,“激增No.1”的个别波形C1的开始点(拍编号4)的值、“激增No.2”的个别波形C2的开始点(拍编号1)的值均为“0”是已述的偏移(图10的步骤S112)的结果。

[0133] 接着,如图10的步骤S116所示,控制部310对N个个别波形的血压变动量数据按每个拍编号(列)进行统计处理(在该例中为平均化),求出平均值。例如在图13的例子中,在表格MT3的最下段(第四行)示出了针对所述的“激增No.1”、“激增No.2”的个别波形的情况的血压变动量数据的按每拍编号的平均值。通过该拍编号的平均值,确定表示作为代表性波形的平均的波形的曲线Cav。

[0134] 此时,控制部310针对比N个个别波形中X方向尺寸最长的个别波形(在上面的例子中为“激增No.2”)短的个别波形(在上面的例子中为“激增No.1”),设不足最长的个别波形(在上面的例子中为“激增No.2”)的拍数相当部分的对所述血压变动量数据的统计处理的贡献为零。例如在图13的例子中,关于“激增No.1”的个别波形,设X方向尺寸不足“激增No.2”的个别波形的部分即针对拍编号1~3的部分以及拍编号16~17的部分,对所述血压变动量数据的统计处理的贡献为零。由此,即使在坐标平面Q上N个个别波形的X方向尺寸相互不同的情况下,也能够无障碍地进行所述血压变动量数据的统计处理。

[0135] 进而,如图10的步骤S117所示,控制部310按每个拍编号(列)求出N个个别波形的血压变动量数据的分布的标准偏差 σ 。每个拍编号 $\pm\sigma$ 的区域被确定为已述的表示波形偏差的区域Sd。

[0136] 这样,在该流程中,在对N个个别波形的血压变动量数据进行统计处理时,按每拍编号(列)进行血压变动量数据的统计处理即可。因此,与在横向X上连续地进行血压变动量数据的统计处理的情况相比,减少控制部310的运算量。

[0137] 此外,在所述的图10的步骤S112中,关于N个个别波形,除了将各自的个别波形的开始点P1作为基准(=0[mmHg])偏移以外,还可以进而以对齐N个个别波形的峰值的高度的方式进行归一化。由此,更容易掌握表示作为代表性波形的平均的波形的曲线Cav和每个横向坐标X的波形偏差 $\pm\sigma$ 。

[0138] (医院终端上的图像数据的显示)

[0139] 医院终端200A从服务器300经由网络900接收如图9的(B)所示的图像数据Im。

[0140] 接着,当有经由医院终端200A的操作部230的用户的显示指示时,医院终端200A的控制部210作为显示处理部的一部分发挥功能,在显示器240的显示画面上显示该图像数据Im。此时,在显示器240的显示画面上,也可以一并显示血压变动量(图7中所示的激增开始点P1的时刻下的收缩期血压值(SBP)与峰值点P2的时刻下的收缩期血压值(SBP)之差L1)的平均值、分布的标准偏差 σ (或 $\pm\sigma$ 、 $\pm2\sigma$ 、 $\pm3\sigma$)的值等。

[0141] 用户通过观察显示器240的显示画面,能够掌握被检者90的表示血压激增的代表性波形的曲线Cav和表示波形偏差的区域Sd。除了SAS的诊断和治疗以外,这被认为可用作有助于评价心血管的疾病风险的材料、评价特定的脏器的疾病风险的材料。

[0142] 此外,用户也可以经由医院终端200A的操作部230而输入转送指示,将该图像数据Im向医院终端200A以外的其他医院终端200B等发送。

[0143] [B.应用性血压关联信息显示方法]

[0144] 在该应用性血压关联信息显示方法中,使用将血压计400所输出的测定时刻(时间)与血压建立了对应关系的血压的时间序列数据、以及PSG装置500所输出的表示身体状态特定期间的信息,进行以下图像数据的创建、显示。

[0145] (服务器300中的图像数据的创建)

[0146] i) 在图4所示的方式下,针对被检者90进行了经过一晚(包含睡眠期间)的使用了血压计400的连续的血压测定、以及使用了PSG装置500的身体状态的测定。在该例中,来自血压计400的血压的时间序列数据以及来自PSG装置500的表示身体状态特定期间的信息被医院终端200A接收,暂时地存储在存储部220中。接着,例如作为用户的医生操作医院终端200A的操作部230,将对被检者90测定的血压的时间序列数据和表示身体状态特定期间的信息一并经由网络900向服务器300发送。

[0147] ii) 服务器300在该例中始终处于动作状态(但除了维护期间等)、如图5B(表示执行应用性血压关联信息显示方法时的服务器300的动作流程)的步骤S151所示,等待来自医院终端200A的数据。当服务器300的控制部310从网络900经由作为输入部的通信部390,接收来自医院终端200A的上述的数据(血压的时间序列数据和表示身体状态特定期间的信息)时(步骤S151为“是”),则将接收到的血压的时间序列数据和表示身体状态特定期间的信息存储于存储部320的数据库321中。然后,执行接下来说明的步骤S152~S157的处理。

[0148] iii) 首先,如步骤S152所示,控制部310作为预处理部发挥功能,对血压的时间序列数据实施使用了公知的移动平均等的平滑化、噪声去除、以及使用了低通滤波器的高频成分去除等的预处理。

[0149] iv) 接着,如步骤S153所示,控制部310作为血压激增检测部发挥功能,根据被检者90的血压的时间序列数据,例如日本特愿2017-048946号、日本特愿2017-050066号所公开的那样,基于预先设定的判定基准来检测血压激增。由此,例如在图6的(B)中,如虚线的矩形框803、803、…所示,检测多个血压激增。在此,用于检测血压激增的“预先设定的判定基准”与参考图7关于图5A的步骤S103进行说明的判定基准是同样的。

[0150] v) 接着,如图5B的步骤S154所示,控制部310作为个别波形获取部发挥功能,针对检测到的各血压激增803、803、…,求出将形成该血压激增803的多个拍对应峰值(在该例中,为收缩期血压(SBP)的峰值)的包络线作为个别波形。如图7所示,血压激增的个别波形表示为形成山状的形状的曲线C。

[0151] vi) 接着,如图5B的步骤S155所示,控制部310作为统计处理部发挥功能,在该例中,按每个已述的身体状态特定期间,对分别得到的多个个别波形进行统计处理,求出所述时间序列数据801内的血压激增的代表性波形和波形偏差。在该例中,若某个身体状态特定期间(例如,无呼吸期间)与从血压激增的开始点P1到结束点P4为止的期间一部分重叠,则该血压激增被处理为该身体状态特定期间产生的血压激增。在此,“统计处理”是指与图5A

的步骤S105的使用图8(以及图10~图13)所说明的内容同样地对个别波形进行平均的处理。即,对血压激增的个别波形进行平均的处理相当于在包括表示时间经过的横向坐标X以及表示随着血压激增的血压变动量的纵向坐标Y的坐标平面Q上、在使多个个别波形C1、C2在横向X上相对地滑动并对齐多个个别波形C1、C2的峰值的位置的状态下,按每个横向坐标X对多个个别波形C1、C2的血压变动量数据进行平均并求出表示作为代表性波形的平均的波形的曲线Cav的处理。另外,在该例中,与图5A的步骤S105说明的同样地,血压激增的“波形偏差”的范围被定义为使用多个个别波形的血压变动量数据所形成的分布(每个横向坐标X的分布)的标准偏差 σ 作为每个横向坐标X的 $\pm\sigma$ 的范围。

[0152] 由此,按每个身体状态特定期间,得到表示作为代表性波形的平均的波形的曲线Cav和每个横向坐标X的波形偏差 $\pm\sigma$ 。例如,在一晚的时间序列数据中被确定的身体状态特定期间为无呼吸期间(包括低呼吸期间)、快速眼动睡眠期间、非快速眼动睡眠期间、清醒期间这四种的情况下,针对无呼吸期间,得到表示作为代表性波形的平均的波形的曲线Cav、以及每个横向坐标X的波形偏差 $\pm\sigma$ 。同样地,针对快速眼动睡眠期间、非快速眼动睡眠期间、清醒期间,分别得到表示作为代表性波形的平均的波形的曲线Cav和每个横向坐标X的波形偏差 $\pm\sigma$ 。

[0153] vii)接着,如图5B的步骤S156所示,控制部310作为显示处理部的一部分发挥功能,按已述的每个身体状态特定期间,创建如图9的(B)示例的以使表示平均的波形的曲线Cav重叠于表示血压激增的波形偏差的区域Sd的形式的图像数据Im。

[0154] 例如,如后述的图15A中所示,针对无呼吸期间(包括低呼吸期间)、快速眼动睡眠期间(REM)、非快速眼动睡眠期间(NREM)、清醒期间,分别得到使表示平均的波形的曲线Cav1、Cav2、Cav3、Cav4分别重叠于表示波形偏差的区域Sd1、Sd2、Sd3、Sd4的形式的图像数据Im1、Im2、Im3、Im4。

[0155] viii)之后,如图5B的步骤S157所示,服务器300的控制部310经由网络900向在该例中作为血压的时间序列数据的提供源的医院终端200A发送按每个身体状态特定期间创建的图像数据Im1、Im2、Im3、Im4。

[0156] 此外,服务器300的控制部310也可以例如根据操作医院终端200A的用户的指定,向医院终端200A以外的其他医院终端200B等发送图像数据Im1、Im2、Im3、Im4。

[0157] (医院终端中的图像数据的显示)

[0158] 图14示出了从服务器300接收到按每个身体状态特定期间创建出的图像数据的情况下在医院终端200A中的显示处理的流程。此外,在该例中,虽然对医院终端200A进行说明,但其他的医院终端200B等也能够进行同样的显示处理。

[0159] 首先如图14的步骤S201所示,医院终端200A经由网络900从服务器300接收按每个身体状态特定期间创建出的图像数据。在该例中,身体状态特定期间是无呼吸期间(包括低呼吸期间)、快速眼动睡眠期间、非快速眼动睡眠期间、清醒期间这四种。

[0160] 接着,医院终端200A的控制部210作为显示处理部的一部分发挥功能,如图15A所示,在显示器240的显示画面上,排列并缩略地显示按每个身体状态特定期间创建出的图像数据Im1、Im2、Im3、Im4(图14的步骤S202)。如图15A中所示,在该例中,在显示器240的显示画面上显示有确定身体状态特定期间的身体状态特定栏241以及其下方对应地配置的图像数据栏242。在该例中,在身体状态特定栏241中从左向右包括:表示无呼吸期间的“无呼吸”

栏241a、表示快速眼动睡眠期间的“REM”栏241b、表示非快速眼动睡眠期间的“NREM”栏241c、表示清醒期间的“清醒反应”栏241d。在图像数据栏242中包括:显示针对无呼吸期间创建出的图像数据Im1的栏242a、显示针对快速眼动睡眠期间创建出的图像数据Im2的栏242b、显示针对非快速眼动睡眠期间创建出的图像数据Im3的栏242c、以及显示针对清醒期间创建出的图像数据Im4的栏242d。

[0161] 在该例中,针对无呼吸期间创建出的图像数据Im1成为使表示平均的波形的曲线Cav1重叠于表示波形偏差的区域Sd1的形式。针对快速眼动睡眠期间而创建出的图像数据Im2成为使表示平均的波形的曲线Cav2重叠于表示波形偏差的区域Sd2的形式。针对非快速眼动睡眠期间而创建出的图像数据Im3成为使表示平均的波形的曲线Cav3重叠于表示波形偏差的区域Sd3的形式。另外,针对清醒期间而创建出的图像数据Im4成为使表示平均的波形的曲线Cav4重叠于表示波形偏差的区域Sd4的形式。

[0162] 用户通过观察这些图像数据Im1、Im2、Im3、Im4的缩略显示,按每个身体状态特定期间,换言之,按被检者90变为可能成为血压激增的要因的身体状态的每个期间,能够掌握表示被检者90的血压激增的代表性波形的曲线Cav和表示波形偏差的区域Sd。因此,用户能够容易地掌握例如引起最严重的血压激增的要因(身体状态)。例如,图像数据Im1、Im2、Im3、Im4中,针对无呼吸期间而创建出的图像数据Im1的血压变动量最大,因此也可以判断为“无呼吸”引起最严重的血压激增。

[0163] 接着,如图14的步骤S203所示,医院终端200A的控制部210对所显示的图像数据Im1、Im2、Im3、Im4是否被选择进行判断。用户通过对操作部230进行操作而选择图像数据Im1、Im2、Im3、Im4中的任一个的情况(图14的步骤S203为“是”),如图15B所示,控制部210在显示器240的显示画面上放大显示针对该被选择的身体状态特定期间的图像数据(在该例中为针对无呼吸期间而创建的图像数据Im1)(图14的步骤S204)。此时,也可以在显示器240的显示画面上一并显示针对该被选择的身体状态特定期间的血压变动量(图7中所示的激增开始点P1的时刻下的收缩期血压值(SBP)与峰值点P2的时刻下的收缩期血压值(SBP)之差L1)的平均值、分布的标准偏差 σ (或 $\pm\sigma$, $\pm 2\sigma$, $\pm 3\sigma$)的值等。

[0164] 此外,在未选择图像数据Im1、Im2、Im3、Im4中的任一个的情况下(图14的步骤S203为“否”),控制部210关闭图像(图14的步骤S205),结束该显示处理。

[0165] 此外,用户也可以经由医院终端200A的操作部230而输入转送指示,将图像数据Im1、Im2、Im3、Im4向医院终端200A以外的其他医院终端200B等发送。

[0166] 如上所示,按每个身体状态特定期间显示使表示平均的波形的曲线重叠于表示血压激增的波形偏差的区域的形式的图像数据Im1、Im2、Im3、Im4,除了SAS的诊断、治疗以外,这被认为可用作评价心血管的疾病风险的材料、评价特定的脏器的疾病风险的材料。

[0167] (变形例1)

[0168] 在所述的实施方式中,服务器300创建图像数据Im(或者每个身体状态特定期间的图像数据Im1、Im2、Im3、Im4。以下同样),医院终端200A、200B、…的显示器240上显示有图像,但并不限于此。服务器300的控制部310也可以代替向医院终端200A、200B、…发送图像数据Im,而仅发送用于图像创建的数据,由医院终端200A、200B、…的控制部210自身创建图像数据Im。

[0169] (变形例2)

[0170] 另外,在所述的实施方式中,本发明的血压关联信息显示装置构成为包括医院终端200A、200B、…和服务器300在内的网络上的系统100,但并不限于此。

[0171] 例如,也可以仅由医院终端200A、200B、…的任一个构成本发明的血压关联信息显示装置。即,也可以是医院终端(例如200A)执行所述的血压关联信息显示方法的全部(包括从接收来自血压计400的血压的时间序列数据以及来自PSG装置500的表示身体状态特定期间的信息到向显示器240的显示画面上显示图像数据 I_m 等)。

[0172] 在该情况下,在医院终端200A的存储部220中安装有使控制部210执行所述的血压关联信息显示方法的程序。由此,能够使本发明的血压关联信息显示装置构成为小型且紧凑。

[0173] 另外,也可以将所述的血压关联信息显示方法作为软件(计算机程序)记录在CD(光盘)、DVD(数字通用光盘)、闪存存储器等能够非暂时(non-transitory)地将数据存储的记录介质。通过将这样的记录介质中记录的软件安装在个人计算机、PDA(个人数字助理)、智能手机等实质的计算机装置中,能够使这些计算机装置执行所述的血压关联信息显示方法。

[0174] (变形例3)

[0175] 在所述的实施方式中,表示构成图像数据 I_m 的波形偏差的区域 S_d 被定义为按每个横向坐标 X 的血压变动量数据所形成的分布的标准偏差 σ 的 $\pm k$ 倍(典型的 $\pm \sigma$ 、 $\pm 2\sigma$ 或 $\pm 3\sigma$)的范围。然而,表示波形偏差的区域 S_d 的范围并不限于使用标准偏差 σ 来定义。

[0176] 例如,表示波形偏差的区域 S_d 也可以被定义为按每个横向坐标 X 的血压变动量数据所形成的分布的四分位范围。即,作为处理,按每个横向坐标 X 升序排列血压变动量数据。然后,将第一个四分位设为区域 S_d 的下限,将第三个四分位设为区域 S_d 的上限。由此,能够求出表示波形偏差的区域 S_d 。

[0177] 这样,在使表示波形偏差的区域 S_d 成为按每个横向坐标 X 的血压变动量数据所形成的分布的四分位范围的情况下,与使用标准偏差 σ 进行定义的情况相比,无需大量的计算,计算简单地完成。因此,能够有助于提高处理速度、节省存储部。

[0178] 另外,血压激增的“代表性波形”被设为对多个个别波形进行平均而得到的平均的波形,但并不限于此。血压激增的“代表性波形”可以是按每个横向坐标 X 的血压变动量数据所形成的分布的第二个四分位(中间值)。在该情况下,作为处理,按每个横向坐标 X 升序排列血压变动量数据,在横向上连结中间值,能够得到代表性波形。

[0179] (变形例4)

[0180] 在所述的实施方式中,在显示器240的显示画面上,表示构成图像数据 I_m 的波形偏差的区域 S_d 例如如图9的(B)所示地被显示为具有表示代表性波形的曲线 C_{av} 和背景区域 B_g 之间的中间浓度的区域。然而,表示波形偏差的区域 S_d 的显示方式不限于具有中间浓度的区域。

[0181] 例如,图16的(A)与图9的(A)同样地示出了多个个别波形 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} 、…。在该情况下,如图16的(B)所示,也可以以形成表示波形偏差的区域 S_d' 的方式,以能够与表示代表性波形的曲线 C_{av}' 进行区分的方式,显示表示多个个别波形 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} 、…的曲线 C_i 。在该例中,曲线 C_{av}' 用实线显示,与此相对地,表示多个个别波形 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} 、…的曲线 C_i 分别用虚线显示。在该例中,使表示代表性波形的曲线 C_{av}' 重叠于表示该波形偏差的区域 S_d'

(包括多个曲线 C_i)的形式的图像数据由附图标记 I_m' 表示。

[0182] 由此,用户能够直观地掌握表示被检者90的血压激增的代表性波形的曲线 C_{av}' 和表示波形偏差的区域 S_d' 。例如在个别波形的数量在几个以下的情况下,表示该多个个别波形的曲线 C_i 的显示有助于使用户掌握个别波形 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} 、...的偏差。

[0183] 此外,只要能够区分表示代表性波形的曲线 C_{av}' 和表示多个个别波形 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} 、...的曲线 C_i 即可。例如,表示代表性波形的曲线 C_{av}' 由红色的实线显示,另一方面,表示多个个别波形 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} 、...的曲线 C_i 也可以由蓝色的实线显示。

[0184] 另外,针对按每个身体状态特定期间获取到的血压激增的数量 N 设置阈值 N_α (例如设 $N_\alpha=10$ 个),若获取到的血压激增的数 N 为阈值 N_α 以上,则进行如图9的(B)所示的包括表示波形偏差的区域 S_d (在纵向上具有 $\pm\sigma$ 的宽度的中间浓度的区域)的第一图像数据 I_m 的创建、显示,另一方面,若获取到的血压激增的数量 N 小于阈值 N_α ,则也可以进行如图16的(B)所示的包括表示波形偏差的区域 S_d' (表示多个个别波形 C_{11} 、 C_{12} 、 C_{13} 、...的曲线 C_i)的第二图像数据 I_m' 的创建、显示。对于该血压激增的数量 N 是否大于阈值 N_α 的判定,例如服务器300的控制部310能够作为血压激增数判定部发挥功能。

[0185] 或者,取而代之,例如服务器300的控制部310也可以创建如图9的(B)所示的包括表示波形偏差的区域 S_d 的第一图像数据 I_m 、以及如图16的(B)所示的包括表示波形偏差的区域 S_d' 的第二图像数据 I_m' 两者。在该情况下,例如,从服务器300向医院终端(例如200A)发送第一图像数据和第二图像数据两者,根据经由医院终端(例如200A)的操作部230的用户的输入,也可以在显示器240的显示画面上切换显示该第一图像数据 I_m 和第二图像数据 I_m' 。

[0186] (变形例5)

[0187] 另外,在所述的实施方式中,血压计400是张力测定方式的血压计,但并不限于此。血压计400也可以具有朝向通过被测定部位中对应部分的动脉照射光的发光元件、以及接受该光的反射光(或透过光)的受光元件,基于动脉的脉搏波的容积变化而连续地检测血压(光电方式)。另外,血压计400也可以具有与被测定部位接触的压电传感器,检测因通过被测定部位中对应部分的动脉的压力而引起的变形作为电阻的变化,基于该电阻的变化连续地检测血压(压电方式)。进而,血压计400具有朝向通过被测定部位中对应部分的动脉发送电波(发送波)的发送元件,接收该电波的反射波的接收元件,检测因动脉的脉搏波而产生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位相的偏差,并基于该位相的偏差连续地检测血压(电波照射方式)。另外,只要能够观察能计算血压的物理量,则也可以应用这些以外的方式。

[0188] 以上的实施方式只是示例,在不脱离本发明的范围内能够进行各种变形。所述的多个实施方式可以分别单独地成立,也可以组合各个实施方式。另外,不同的实施方式中的各个特征可以分别单独地成立,也可以组合不同的实施方式中的各个特征。

[0189] 附图标记说明

[0190] 100 系统

[0191] 200A、200B、...医院终端

[0192] 240 显示器

[0193] 300 服务器

- [0194] 400 血压计
- [0195] 500 PSG装置

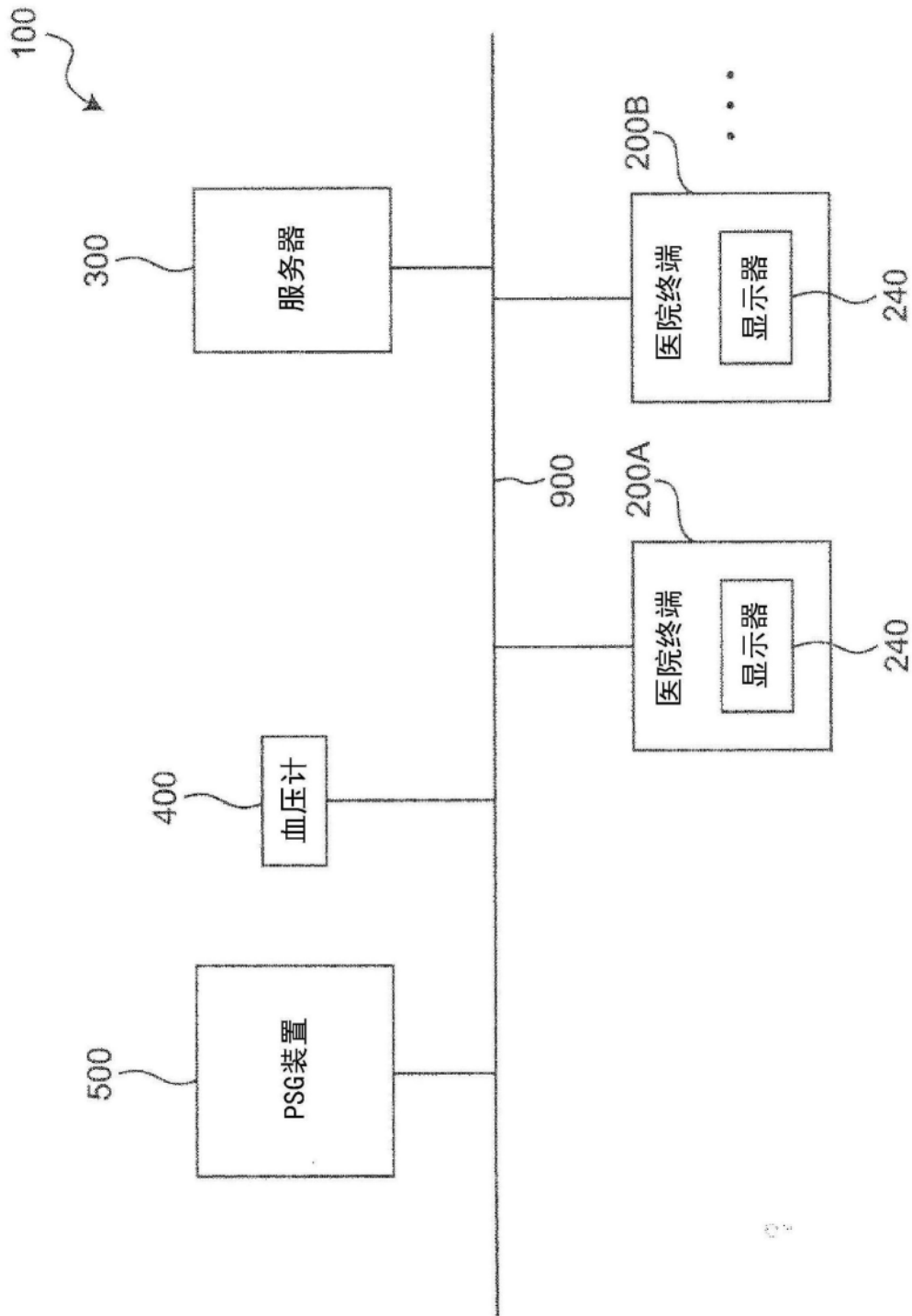


图1

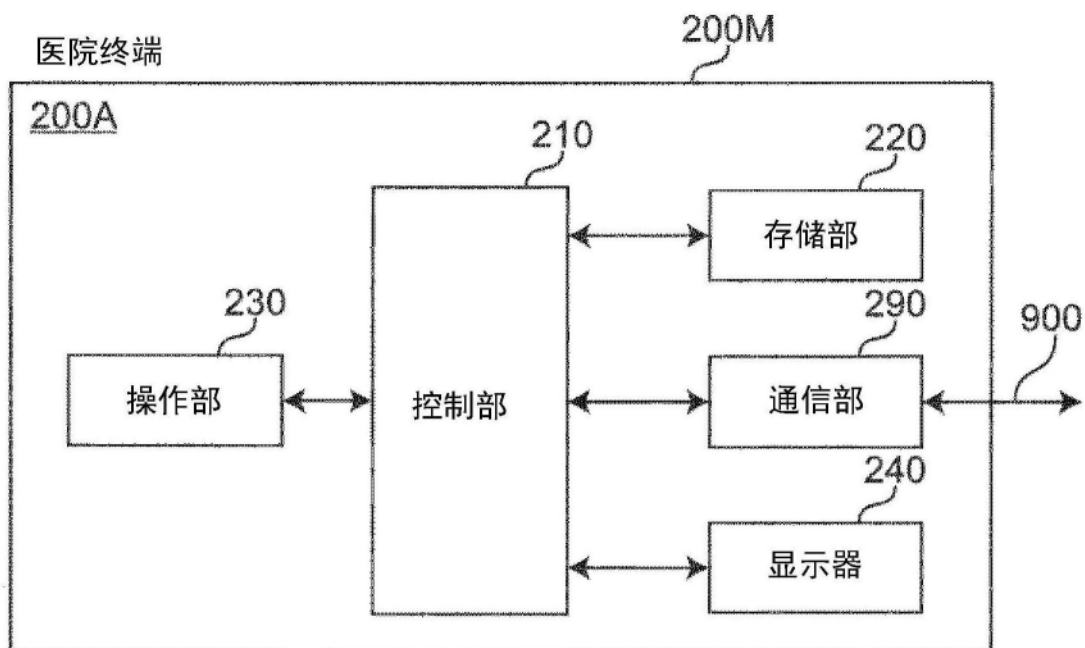


图2

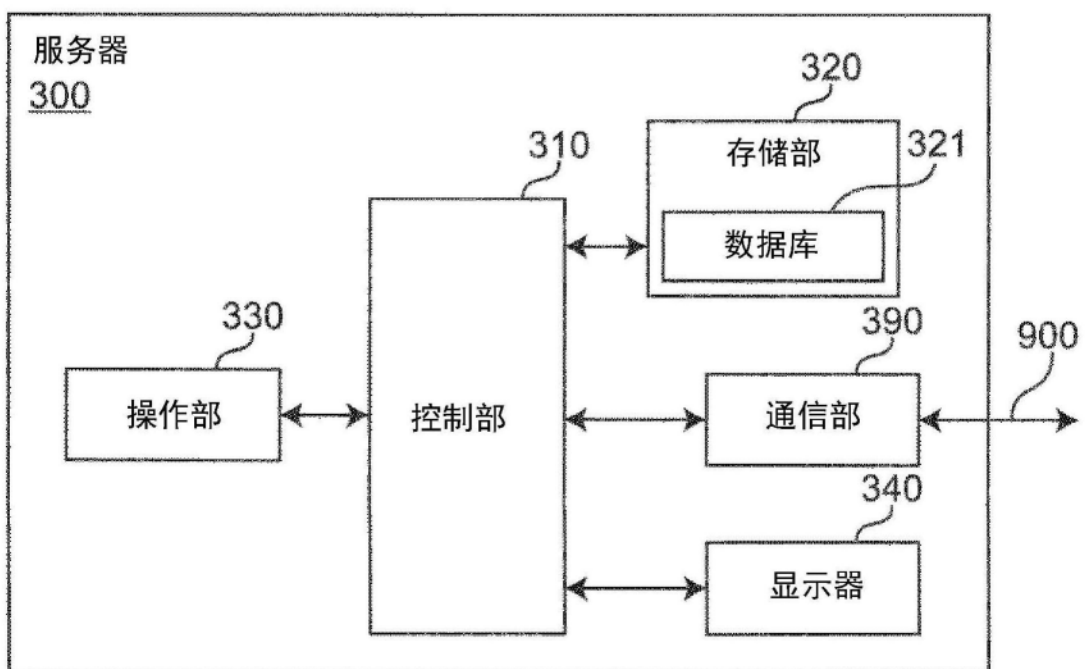


图3

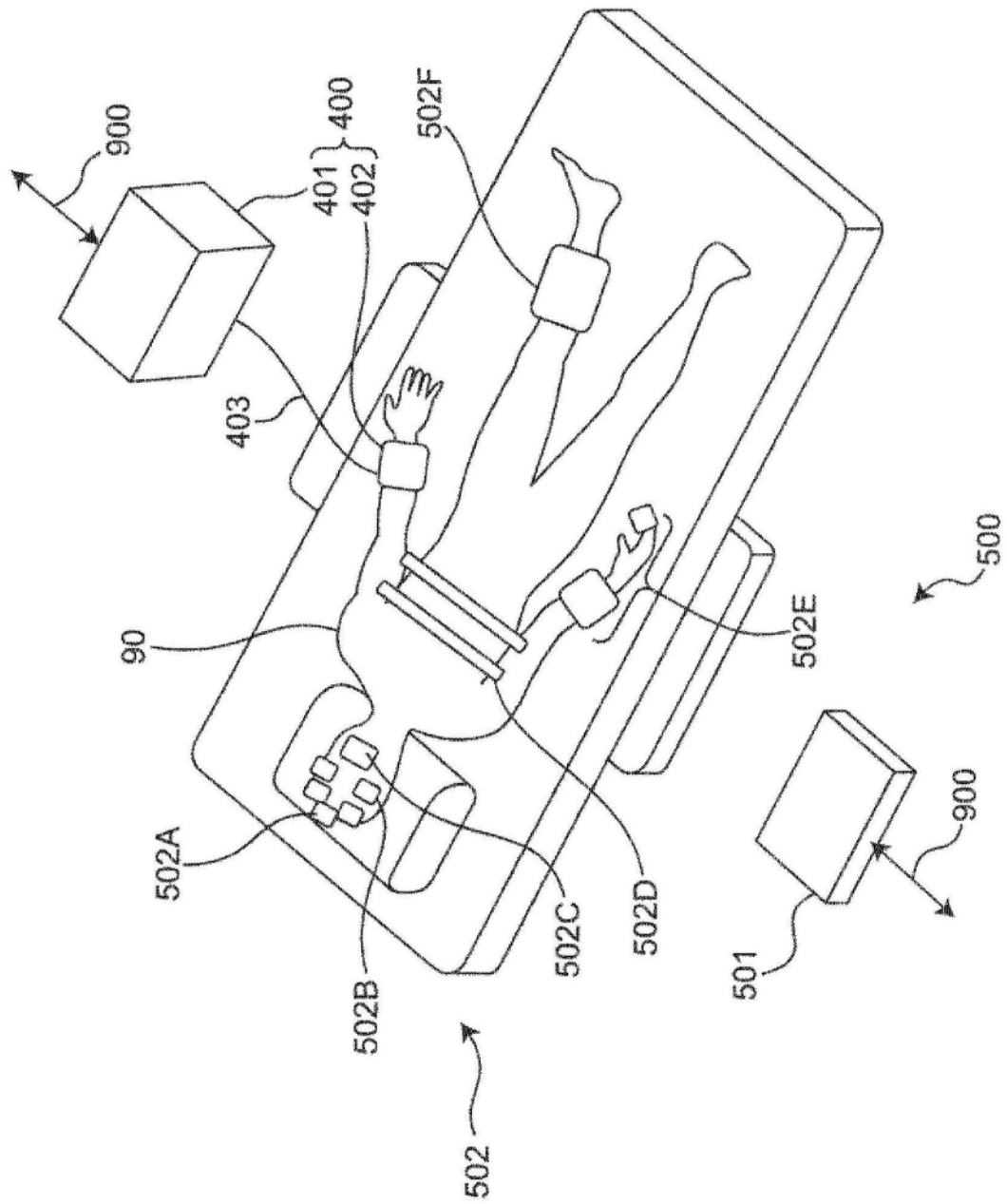


图4

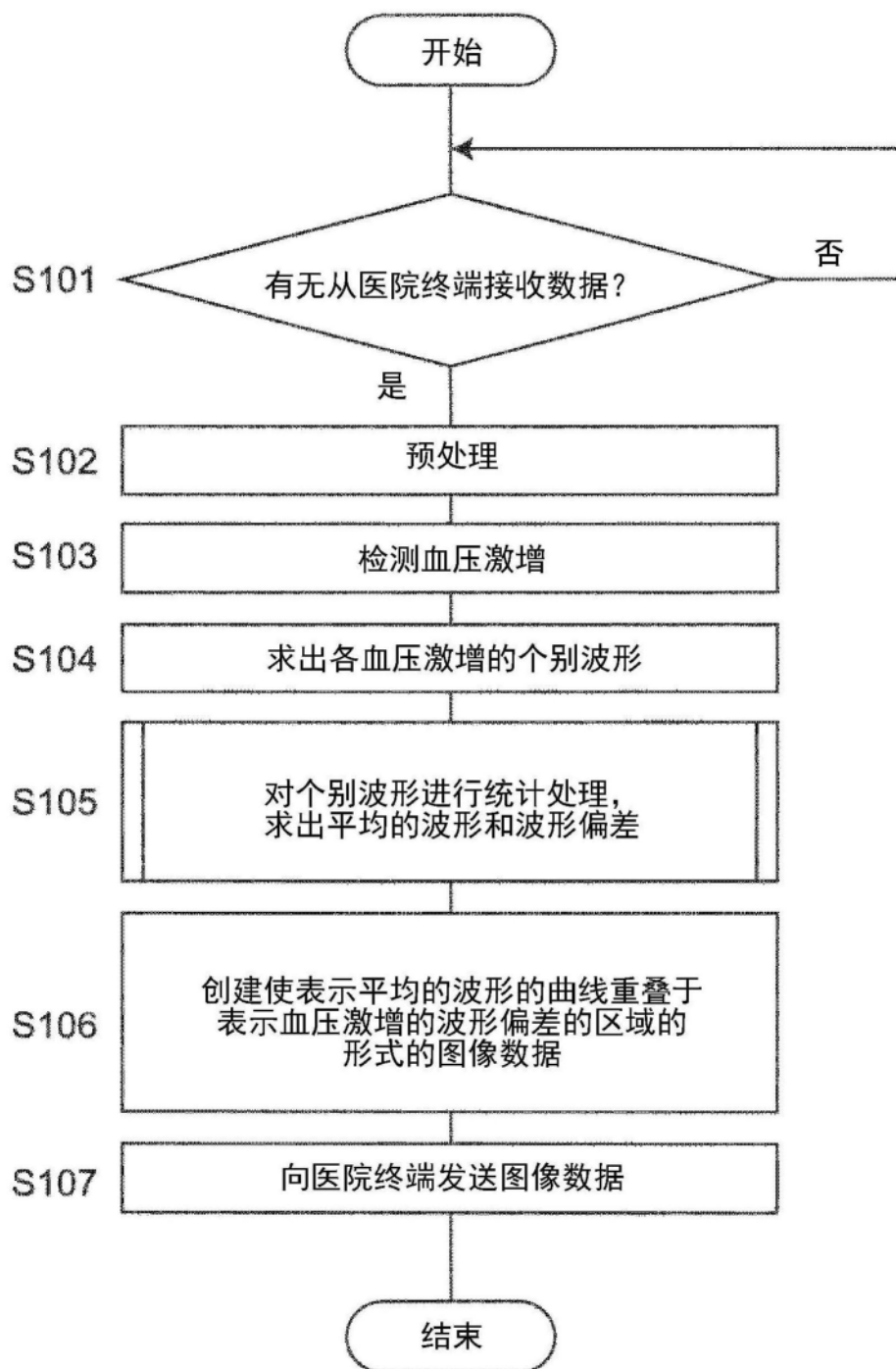


图5A

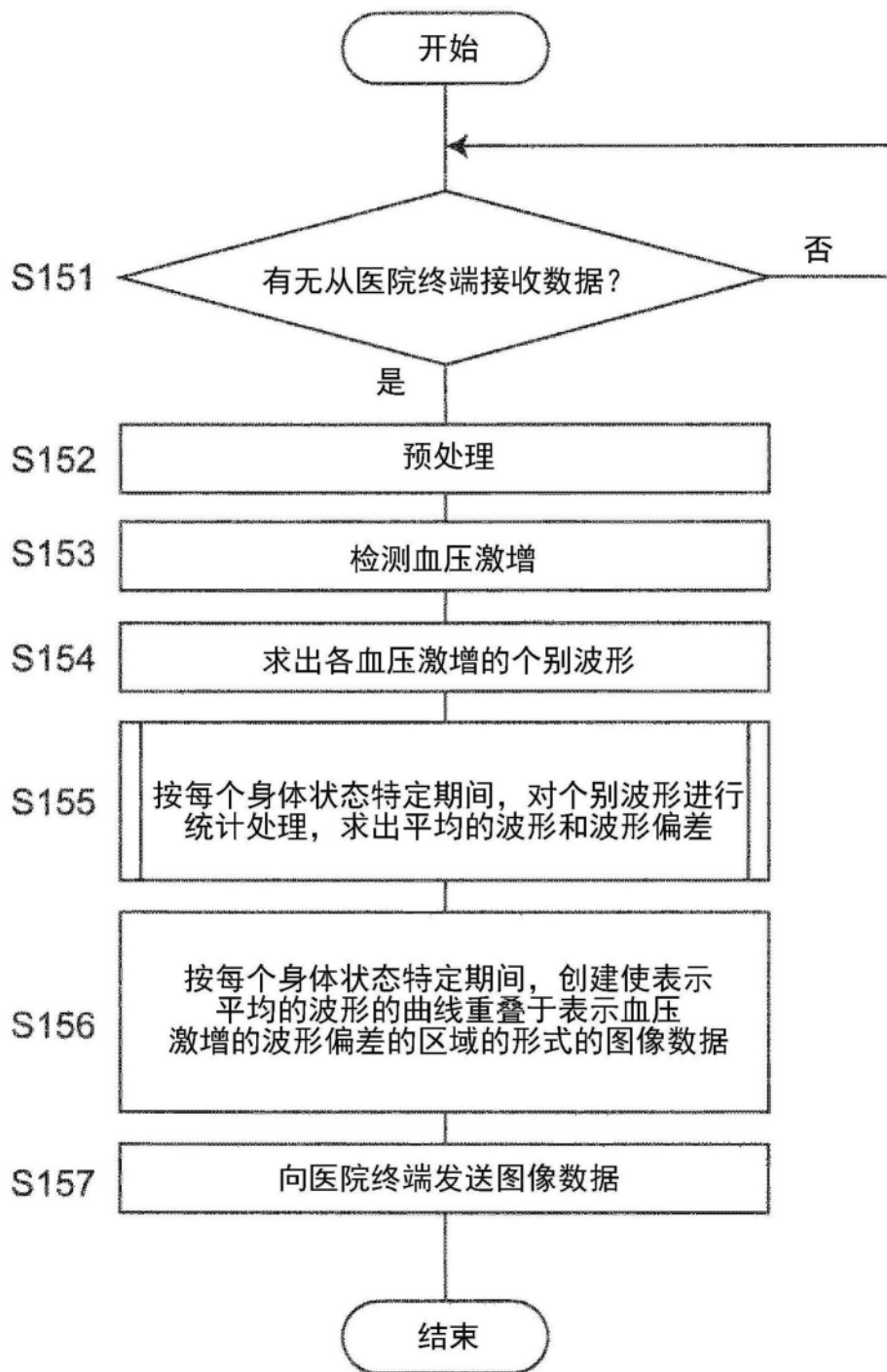


图5B

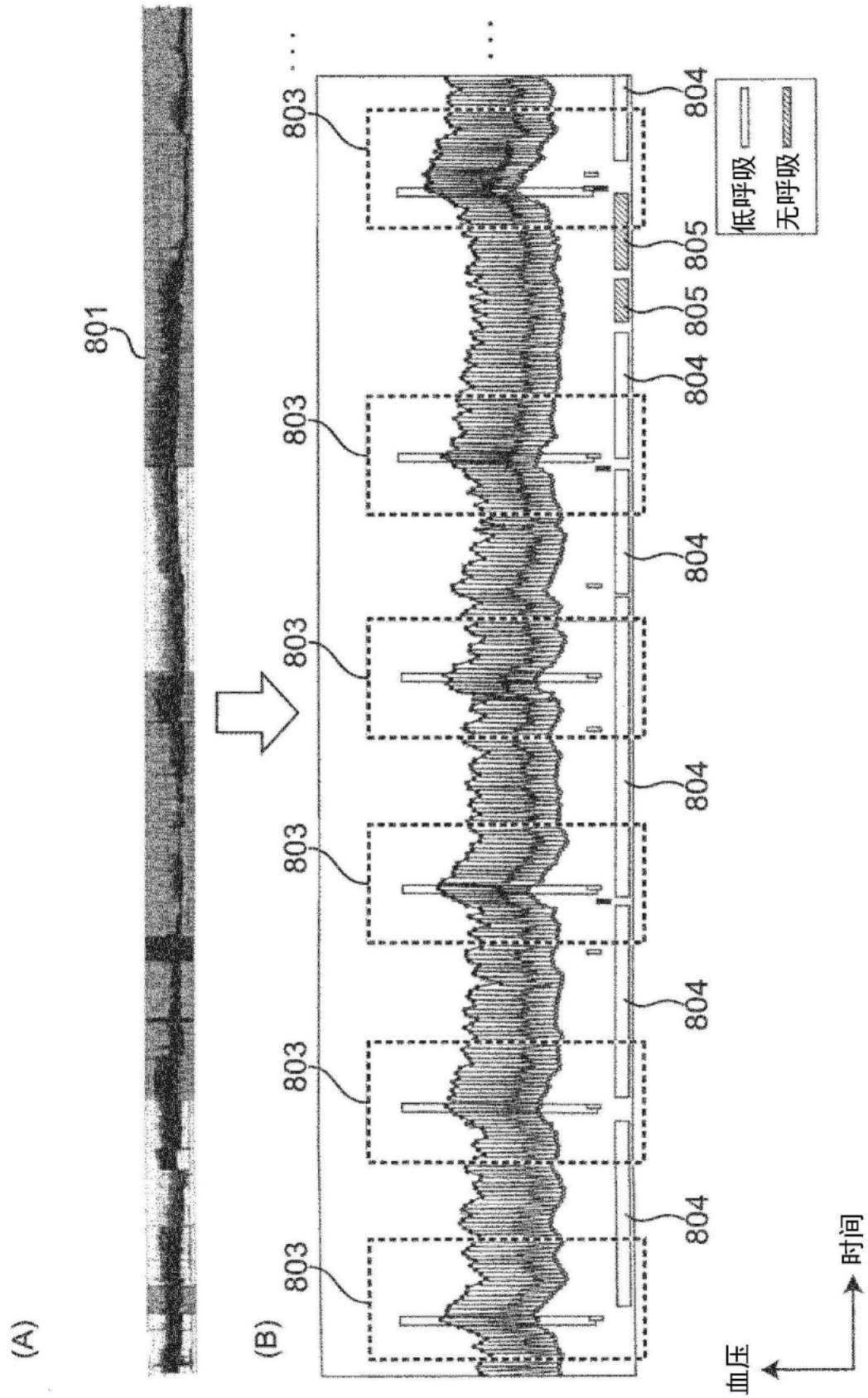


图6

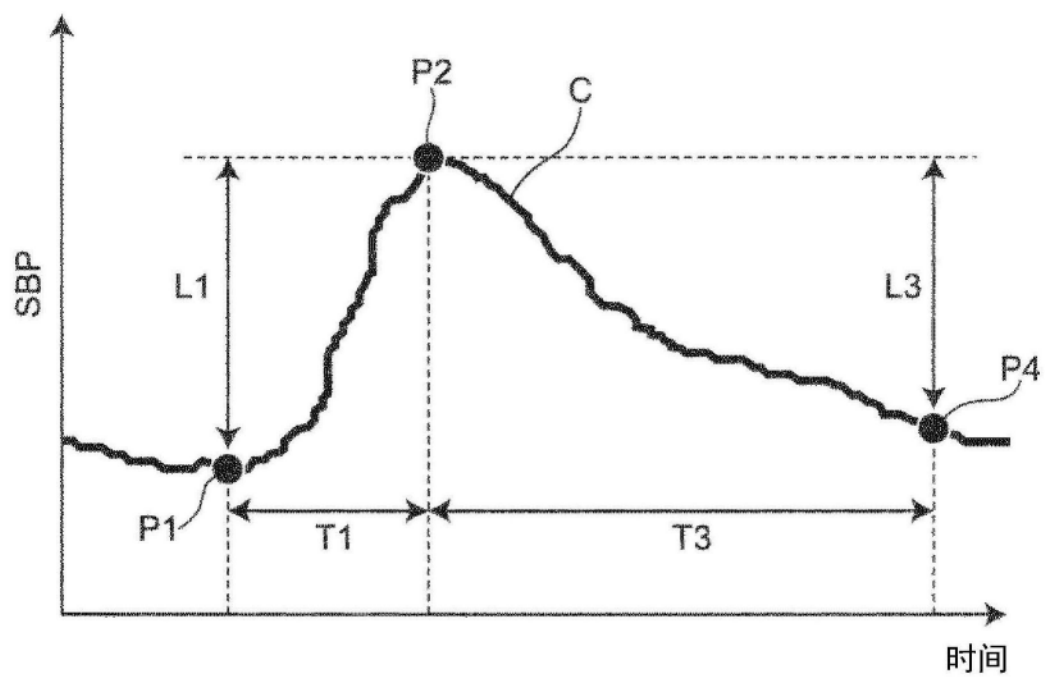


图7

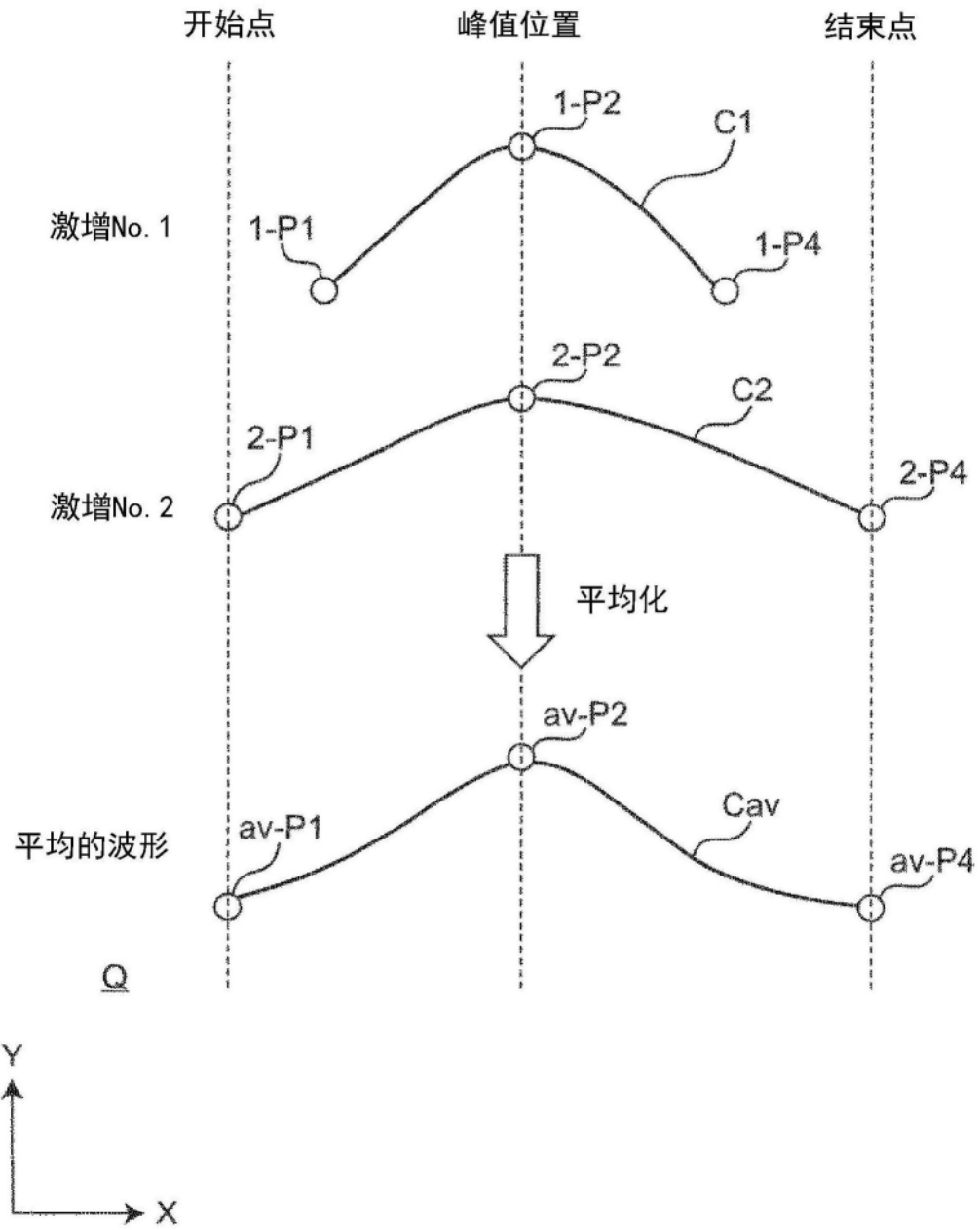


图8

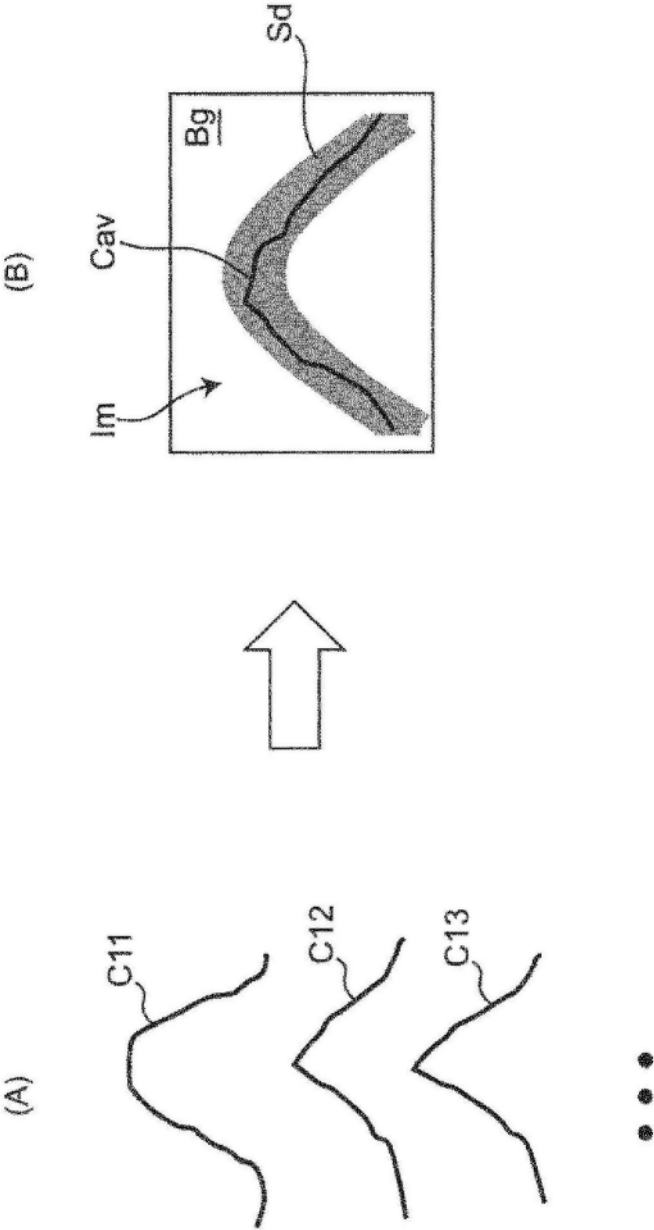


图9

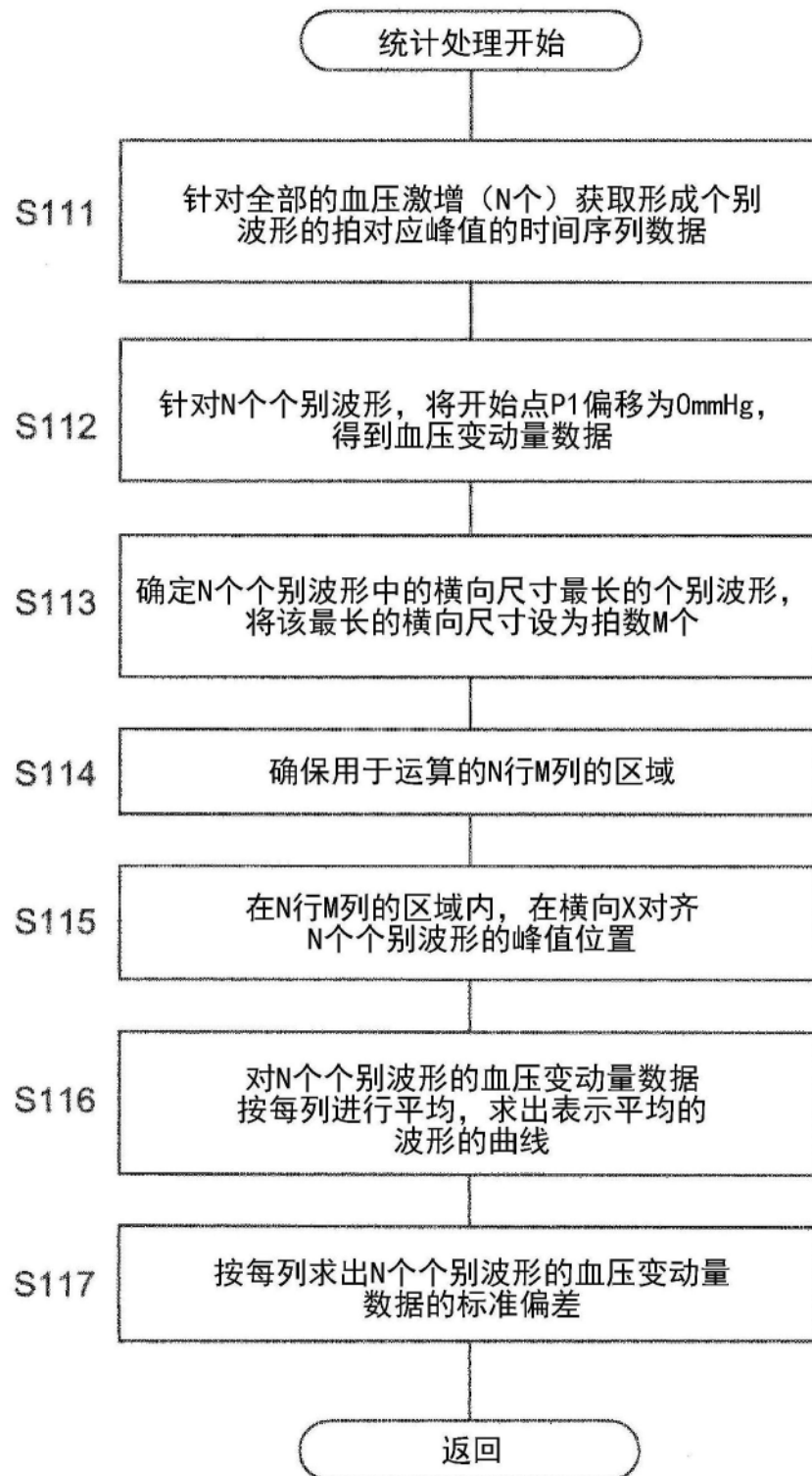


图10

MT1
↙

激增No	开始时刻	峰值时刻	结束时刻	...
1	22:20:15	22:20:21	22:20:26	
2	22:25:35	22:25:44	22:25:52	
...				

图11

MT2
↙

记录时刻	SBP	DBP	PR	...
22:20:14	129	82	60	
22:20:15	130	78	61	
22:20:16	134	80	60	
22:20:17	140	90	60	
22:20:18	143	91	61	
22:20:19	147	97	59	
22:20:20	154	103	60	
22:20:21	159	108	60	
22:20:22	155	108	60	
22:20:23	150	99	61	
22:20:24	145	94	60	
22:20:25	141	90	60	
22:20:26	133	82	61	
22:20:27	132	80	60	

激增No. 1的时间
序列数据

图12

拍编号	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
激增No. 1				0	4	10	13	17	24	29	25	20	15	11	3		
激增No. 2	0	2	3	5	8	12	15	19	20	21	18	14	10	7	4	4	2
平均的波形	0	2	3	2.5	6	11	14	18	22	25	21.5	17	12.5	9	3.5	2	2

峰值位置

MT3

图13

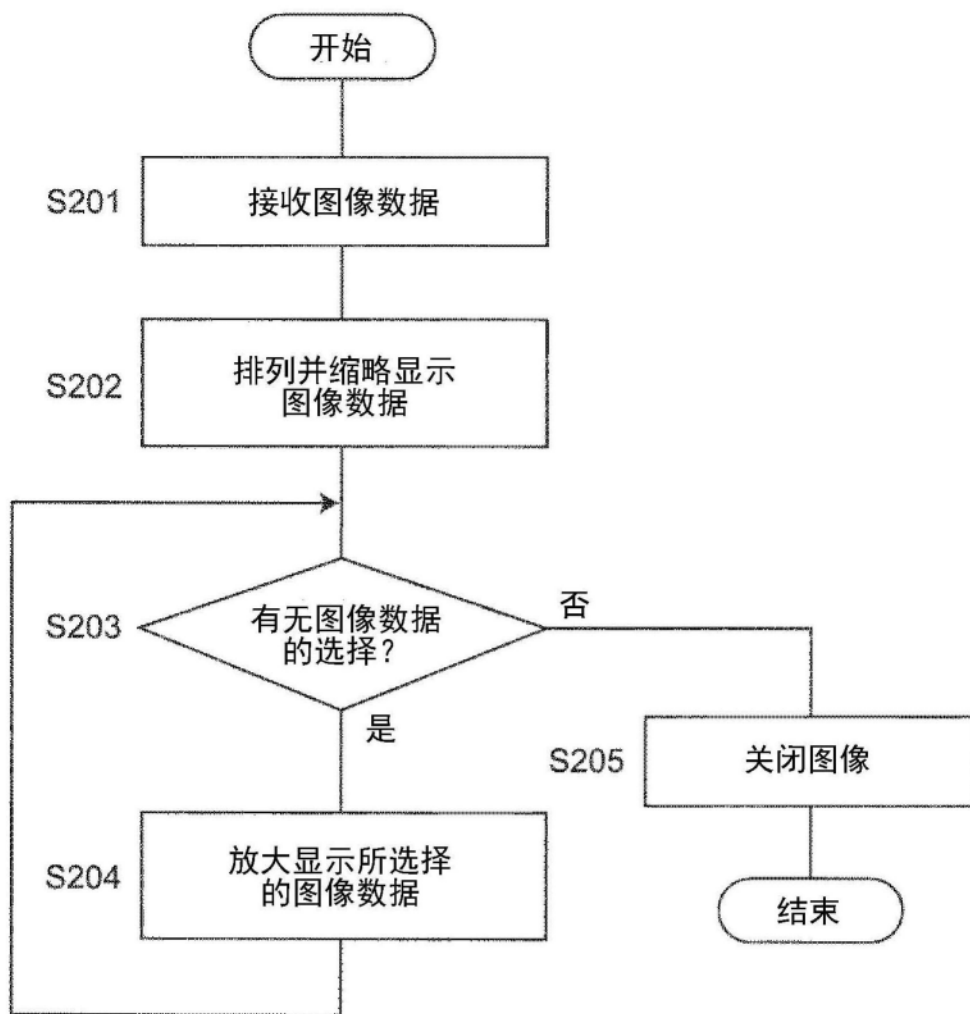


图14

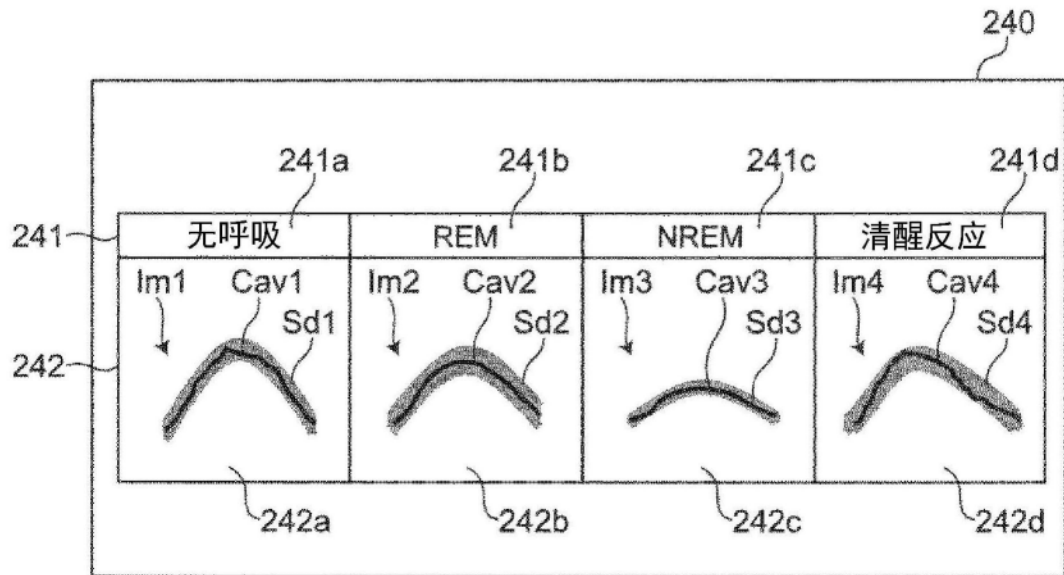


图15A

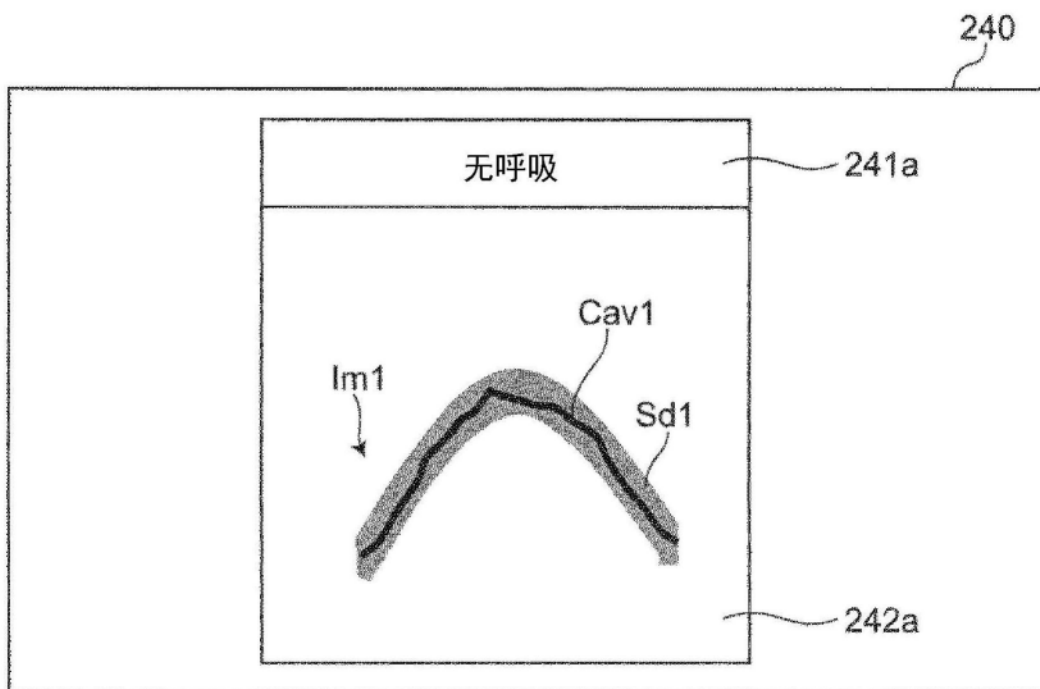


图15B

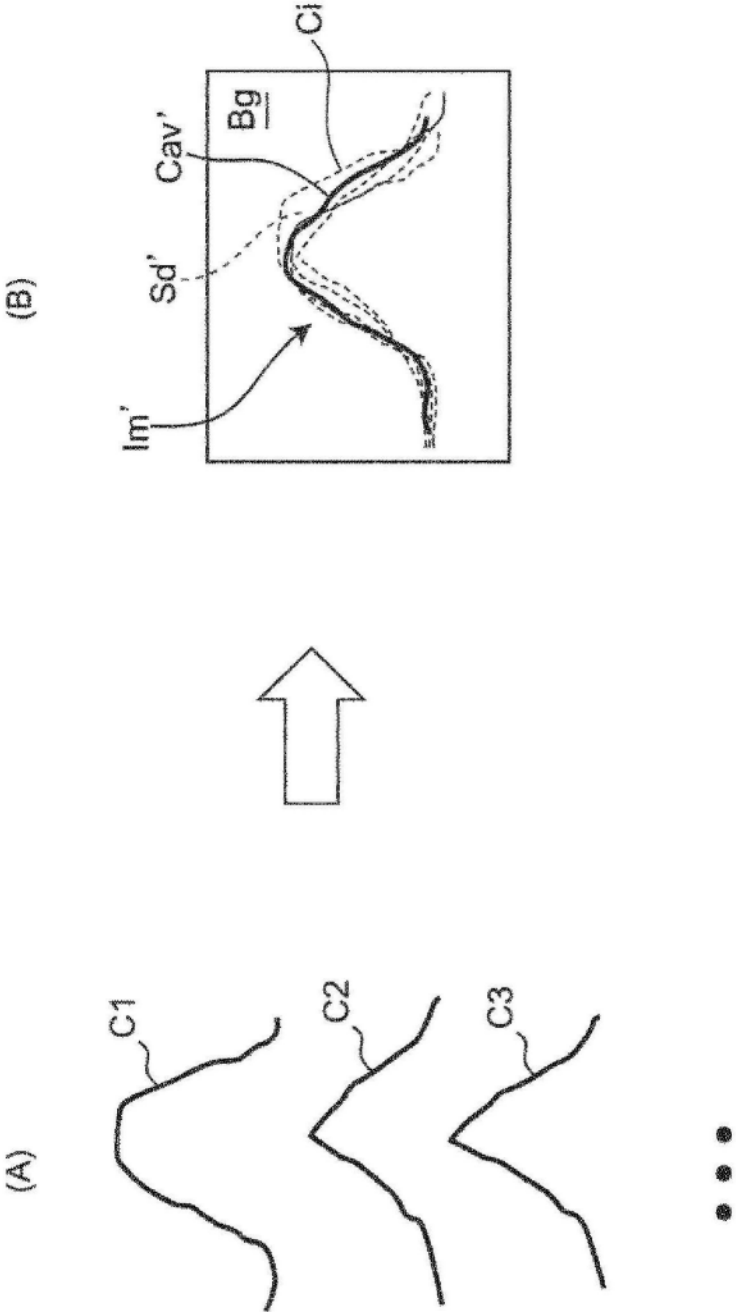


图16