



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118765174 A

(43) 申请公布日 2024.10.11

(21) 申请号 202380023799.3

(22) 申请日 2023.02.13

(30) 优先权数据

2022-030119 2022.02.28 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.08.27

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2023/004840 2023.02.13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/162756 JA 2023.08.31

(71) 申请人 株式会社村田制作所

地址 日本

(72) 发明人 志牟田亨

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

专利代理师 刘新宇 严美善

(51) Int.Cl.

A61B 5/02 (2006.01)

A61B 5/022 (2006.01)

A61B 5/16 (2006.01)

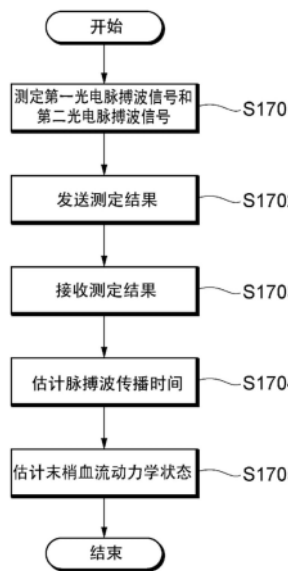
权利要求书2页 说明书13页 附图16页

(54) 发明名称

血流动力学状态估计方法

(57) 摘要

高精度地估计末梢血流动力学状态。包括：获取用户的末梢的毛细血管的第一光电脉搏波信号；获取末梢的细动脉的第二光电脉搏波信号；基于第一光电脉搏波信号和第二光电脉搏波信号，估计脉搏波传播时间；以及基于脉搏波传播时间，估计末梢的末梢血流动力学状态，其中，从用户的规定的手指获取第一光电脉搏波信号和第二光电脉搏波信号。



1. 一种方法,由生物体信息测定系统执行,所述方法包括:
获取用户的末梢的毛细血管的第一光电脉搏波信号;
获取所述末梢的细动脉的第二光电脉搏波信号;
基于所述第一光电脉搏波信号和所述第二光电脉搏波信号,估计脉搏波传播时间;以及
基于所述脉搏波传播时间,估计所述末梢的末梢血流动力学状态,
其中,从所述用户的规定的手指获取所述第一光电脉搏波信号和所述第二光电脉搏波信号。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,
还包括:估计所述用户的末梢血压指标,
估计所述末梢血流动力学状态是:基于所述脉搏波传播时间和所述末梢血压指标来估计所述末梢血流动力学状态。
3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中,
估计所述脉搏波传播时间包括:在所述用户的睡眠过程中连续或间歇地多次测定所述用户的所述脉搏波传播时间,
所述方法还包括:根据在所述用户的睡眠过程中测定出的所述脉搏波传播时间的变化,估计所述用户的所述末梢血流动力学状态和睡眠质量。
4. 根据权利要求3所述的方法,其中,
还包括:判定所述用户的睡眠状态。
5. 根据权利要求1~3中的任一项所述的方法,其中,
估计所述脉搏波传播时间包括:在一天以上的期间内连续或间歇地多次测定所述用户的所述脉搏波传播时间,
所述方法还包括:根据所述用户的在一天以上的期间内测定出的所述脉搏波传播时间的变化,估计所述用户的所述末梢血流动力学状态和末梢血流障碍的状态。
6. 根据权利要求1~5中的任一项所述的方法,其中,
还包括:判定所述用户的手指是否位于所述用户的心脏的高度,
估计所述脉搏波传播时间包括:估计所述手指位于所述心脏的高度时的所述脉搏波传播时间,
估计所述末梢血流动力学状态包括:基于所述手指位于所述心脏的高度时的所述脉搏波传播时间来估计所述末梢血流动力学状态。
7. 根据权利要求1~6中的任一项所述的方法,其中,
估计所述脉搏波传播时间包括:估计所述用户的手指位于第一高度时的第一脉搏波传播时间以及所述用户的手指位于与所述第一高度不同的第二高度时的第二脉搏波传播时间,
估计所述末梢血流动力学状态包括:基于第一末梢血流动力学状态和第二末梢血流动力学状态来估计所述末梢血流动力学状态,其中,所述第一末梢血流动力学状态是基于所述第一脉搏波传播时间来估计出的,所述第二末梢血流动力学状态是基于所述第二脉搏波传播时间来估计出的。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中,

所述第一高度和所述第二高度是以下高度中的任一者：

所述用户以坐姿将所述用户的手保持在所述用户的胸部的高度的情况下的高度；

所述用户以坐姿将所述用户的手保持在所述用户的头部的高度的情况下的高度；以及

所述用户以坐姿将所述用户的手保持在所述用户的腹部的高度的情况下的高度。

9. 根据权利要求7所述的方法，其中，

所述第一高度和所述第二高度是以下高度中的任一者：

所述用户以平坦面上的仰卧姿势将所述用户的手保持在所述用户的胸部的高度的情况下的高度；以及

所述用户以所述仰卧姿势将所述用户的手保持在所述平坦面的高度的情况下的高度。

10. 根据权利要求7~9中的任一项所述的方法，其中，

还包括：获取所述第一高度和所述第二高度的变化量，

估计所述末梢血流动力学状态包括：基于所述脉搏波传播时间和所述变化量，估计所述末梢血流动力学状态。

11. 根据权利要求1~10中的任一项所述的方法，其中，

还包括：判断所述用户是否处于静息状态，

估计所述末梢血流动力学状态包括：基于所述用户处于静息状态的情况下的所述脉搏波传播时间，估计所述末梢血流动力学状态。

血流动力学状态估计方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种估计用户的血流动力学状态的方法。

背景技术

[0002] 作为用于估计用户的健康状态的指标,使用脉搏波在用户的动脉内传播的时间即脉搏波传播时间。脉搏波传播时间与用户的测定部位处的血压的变化相应地变化。在专利文献1中示出了一种血压状态测定装置,该血压状态测定装置用于高精度地对包含比动脉细的细动脉或毛细血管的血压状态的循环动态进行测定,以估计循环系统疾病的风险。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:国际公开第2018/030380号

发明内容

[0006] 发明要解决的问题

[0007] 对于专利文献1所记载的循环动态(血流动力学状态)的估计,使用细动脉或毛细血管的光电脉搏波信号和作为测定传播时间的基准的生物体信号。在此,作为基准的生物体信号是指用于估计从心脏到向细动脉或毛细血管供给血液的动脉的脉搏波传播时间的信号。在专利文献1中,循环动态的估计是基于脉搏波传播时间来进行的。

[0008] 在设为将专利文献1所记载的血压状态测定装置用于估计用户的末梢血管的部位处的血流动力学状态(末梢血流动力学状态)的情况下,由于作为传播脉搏波的路径的细动脉、毛细血管的长度与每个用户的个人差异、安装装置的位置的偏移相应地大幅变化,因此脉搏波传播时间会有大幅偏差。因此,在血压状态测定装置中,可能会产生如下问题:难以根据脉搏波传播时间的值来进行末梢血流动力学状态的估计,末梢血流动力学状态的估计精度变低。

[0009] 本发明是鉴于这样的情况而完成的,目的在于高精度地估计末梢血流动力学状态。

[0010] 用于解决问题的方案

[0011] 为了解决上述问题,本发明所涉及的由生物体信息测定系统执行的方法包括:获取用户的末梢的毛细血管的第一光电脉搏波信号;获取毛细血管的细动脉的第二光电脉搏波信号;基于第一光电脉搏波信号和第二光电脉搏波信号,估计脉搏波传播时间;以及基于脉搏波传播时间,估计末梢的末梢血流动力学状态,其中,从用户的规定的手指获取第一光电脉搏波信号和第二光电脉搏波信号。

[0012] 发明的效果

[0013] 根据本发明,能够高精度地估计末梢的血流动力学状态。

附图说明

- [0014] 图1是示出本发明的实施方式所涉及的生物体信息测定系统的结构的说明图。
- [0015] 图2是示出本发明的实施方式所涉及的感测设备的外观结构的说明图。
- [0016] 图3是示出在测定生物体信息时的用户的姿势的一例的说明图。
- [0017] 图4是示意性地示出本发明的实施方式所涉及的感测设备获取光电脉搏波信号的说明图。
- [0018] 图5是脉搏波特征量的说明图。
- [0019] 图6是说明基于第一光电脉搏波信号和第二光电脉搏波信号来估计脉搏波传播时间的图。
- [0020] 图7是示出脉搏波传播时间与第一光电脉搏波信号的相关性的曲线图。
- [0021] 图8是示出脉搏波传播时间与收缩期血压的相关性的曲线图。
- [0022] 图9是示出脉搏波传播时间与末梢血压指标的相关性的曲线图。
- [0023] 图10是示出脉搏波传播时间的倒数与末梢血压指标的相关性的曲线图。
- [0024] 图11是示出根据被检者有无疾病进行了区分的脉搏波传播时间与末梢血压指标的相关性的曲线图。
- [0025] 图12是示出根据被检者有无疾病进行了区分的脉搏波传播时间的倒数与末梢血压指标的相关性的曲线图。
- [0026] 图13是示出脉搏波传播时间与末梢血压指标的相关性的其它曲线图。
- [0027] 图14是示出脉搏波传播时间的倒数与末梢血压指标的相关性的其它曲线图。
- [0028] 图15是示出脉搏波传播时间与末梢血压指标的相关性的其它曲线图。
- [0029] 图16是示出脉搏波传播时间的倒数与末梢血压指标的相关性的其它曲线图。
- [0030] 图17是示出本发明的实施方式所涉及的末梢血流动力学状态估计方法的处理的流程的流程图。
- [0031] 图18是示出本发明的实施方式所涉及的末梢血流动力学状态估计方法的处理的流程的另一例的流程图。
- [0032] 图19是示出本发明的实施方式所涉及的末梢血流动力学状态估计方法的处理的流程的另一例的流程图。

具体实施方式

[0033] 下面,参照各附图来说明本发明的实施方式。在此,相同的附图标记表示相同的构成要素,并省略重复的说明。

[0034] 图1是示出本发明的实施方式所涉及的生物体信息测定系统10的结构的说明图。生物体信息测定系统10具备:感测设备20,其测定用户(被检者)的生物体信息;以及计算机30,其构成为能够与感测设备20进行通信。

[0035] 感测设备20例如是具有能够佩戴于用户的末梢部位(例如手指)的构造的可穿戴设备。感测设备20具备:生物体传感器21,其从用户的末梢部位(例如手指)测定生物体信息;控制电路22,其控制生物体传感器21的动作;通信模块23,其通过无线线路或有线线路将感测设备20的测定结果发送到计算机30;以及加速度传感器24,其测定感测设备20的移动加速度。

[0036] 生物体传感器21例如具备对表示用户的末梢血压的指标值进行测定的光电脉搏波传感器211、212。将本发明内的末梢血压定义为末梢的毛细血管、细动脉的血压。在此,细动脉例如是直径为 $20\mu\text{m} \sim 200\mu\text{m}$ 左右的细的动脉,是存在于动脉与毛细血管之间的血管。另外,毛细血管例如是直径为 $10\mu\text{m}$ 左右的细的血管,是将动脉与静脉连接的血管。

[0037] 例如,反射型的光电脉搏波传感器具有发光元件和受光元件,从发光元件朝向用户的身体表面照射红外线、红色光或者绿色波长的光,并由作为受光元件的光电二极管或光电晶体管等对被用户的身体表面反射后的光进行测量。动脉的血液内存在氧合血红蛋白,具有吸收入射光的特性,因此,能够通过以时间序列感测随着心脏的脉动而变化的血流量(血管的容积变化)来测量光电脉搏波信号。

[0038] 通信模块23通过无线线路或有线线路将感测设备20的测定结果(例如光电脉搏波传感器211、212测定出的光电脉搏波信号以及加速度传感器24测定出的感测设备20的加速度等)发送到计算机30。

[0039] 加速度传感器24对用户为了测定脉搏波信号而改变姿势时的感测设备20的移动加速度进行测定。加速度传感器24是探测施加重力加速度的方向的三轴加速度传感器,其检测信号能够用于估计用户安装感测设备20的高度以及估计用户安装感测设备20的位置(例如用户的心脏的位置),还能够用于估计例如站立的姿势(站姿)、坐着的姿势(坐姿)或者仰卧的姿势(仰卧姿)等用户的姿势。

[0040] 计算机30例如是被称为智能手机的多功能便携式电话、通用的计算机(例如笔记本型个人计算机、台式个人计算机、平板终端、服务器计算机等)。计算机30具备:通信模块31,其通过无线线路或有线线路从感测设备20接收生物体传感器21的测定结果;以及信号处理装置32,其进行根据生物体传感器21的测定结果来估计用户的生物体信息的处理。信号处理装置32具备处理器321、存储器322以及输入输出接口323。

[0041] 信号处理装置32例如能够根据光电脉搏波传感器211、212测定出的光电脉搏波信号来计算脉搏波传播时间,并基于脉搏波传播时间来估计用户的末梢血流动力学状态。

[0042] 在此,脉搏波传播时间这样的用语一般多用于心电图的峰与测定部位的脉搏波的峰的时间差、或者粗的动脉的脉搏波的峰与各测定部位的脉搏波的峰的时间差。另一方面,在本说明书中,将皮肤的浅的区域的毛细血管的脉搏波的峰与毛细血管的分支起始点的细动脉的脉搏波的峰的时间差称为脉搏波传播时间(末梢的脉搏波传播时间)。以后,除非另有说明,脉搏波传播时间是指末梢的脉搏波传播时间。

[0043] 另外,信号处理装置32能够根据光电脉搏波传感器211、212测定出的光电脉搏波信号来计算脉搏波特征量,并基于脉搏波特征量来估计末梢血压指标。

[0044] 另外,信号处理装置32能够基于来自加速度传感器24的信号,估计用户安装感测设备20的部位的高度以及估计用户的姿势。

[0045] 图2是示出本发明的实施方式所涉及的感测设备20的外观结构的说明图。感测设备20具备构成为能够佩戴于用户的手指的指环状的壳体25。例如,在图2所示的例子中,壳体25具有中空圆筒状的形状。生物体传感器21安装于壳体25的内周面(中空筒的内侧的面),使得在感测设备20佩戴于用户的手指时,用户的手指的指腹与生物体传感器21相向。此外,壳体25的形状不限于中空圆筒状的形状,例如也可以是套于用户的手指的筒型的形状(例如指套的形状),另外,筒可以有底(指尖抵接的部分),或者也可以没有底。另外,例如

也可以是,感测设备20被设置为便携式的电子装置或固置式的电子装置,且为通过用户将手指与生物体传感器21接触来测定光电脉搏波信号的结构。

[0046] 图3是测定生物体信息时的用户40的姿势的一例。在该例子中,用户40处于使佩戴着感测设备20的手指在心脏41的位置处静止的状态,感测设备20从用户40的手指测定生物体信息。此外,测定生物体信息时的感测设备20的位置(测定位置)不限于用户40的心脏41的位置,例如也可以是用户40的面部的位置、腹部的位置。另外,测定生物体信息时的用户40的姿势可以是坐姿的姿势,或者也可以是仰卧姿势。

[0047] 图4说明生物体传感器21所进行的光电脉搏波信号的获取。图4是生物体传感器21以接近用户的身体表面S的方式被安装的状态下的示意性的截面图。

[0048] 生物体传感器21具有发光元件2111、2121和受光元件213。生物体传感器向身体表面S照射光,并接受被用户的表皮区域EP、多个毛细血管CA以及作为各毛细血管的分支起始点的细动脉AR吸收或反射后的光。在本实施方式中,说明针对发光元件2111、2121设置了1个受光元件213的情况。在该情况下,发光元件2111和受光元件213是光电脉搏波传感器211,发光元件2121和受光元件213是光电脉搏波传感器212。此外,也可以针对发光元件2111、2121分别设置受光元件。

[0049] 发光元件2111例如是具有蓝色~黄绿色附近的波长(优选为500nm~550nm附近的波长)的LED或激光器。发光元件2121例如是具有红色~近红外附近的波长(优选为750nm~950nm附近的波长)的LED或激光器。发光元件2111照射在生物体内被较强地吸收的波长区域的光,发光元件2121照射在生物体内被较弱地吸收的波长区域的光。受光元件213是光电二极管或光电晶体管。由受光元件213接受来自发光元件2111的光而生成的信号是第一光电脉搏波信号,由受光元件213接受来自发光元件2121的光而生成的信号是第二光电脉搏波信号。

[0050] 发光元件2111设置于比发光元件2121靠近受光元件213的位置。例如,优选将发光元件2111与受光元件213的距离设为约1mm~3mm,将发光元件2121与受光元件213的距离设为约5mm~20mm。通过将发光元件2111设置于比发光元件2121靠近受光元件213的位置,与基于来自发光元件2121的光的受光信号相比,基于来自发光元件2111的光的受光信号能够包含更多的皮肤的浅的区域的信息。

[0051] 从发光元件2111发出的光被用户的表皮区域EP及位于表皮区域EP侧的毛细血管CA吸收,透射光或反射光由受光元件213检测。从发光元件2121发出的光被用户的表皮区域EP、毛细血管CA以及位于比表皮区域EP靠身体内侧的位置的细动脉AR吸收,并由受光元件213检测。在图4中,来自发光元件2111、2121的光分别被示意性地表示为:来自发光元件2111的光是沿着光路P1的光,来自发光元件2121的光是沿着光路P2的光。

[0052] 接着,参照图5说明脉搏波特征量。在以后的说明中,示出由使用绿色的波长(约525nm)的LED作为发光元件2111、使用近红外的波长(约940nm)的LED作为发光元件2121、使用硅光电二极管作为受光元件213的手指佩戴型的感测设备20测定出的数据来进行说明。

[0053] 附图标记51表示通过对光电脉搏波(光电容积脉搏波)信号进行一阶微分而得到的速度脉搏波信号。附图标记52表示通过对光电脉搏波信号进行二阶微分而得到的加速度脉搏波信号。如该图所示,加速度脉搏波信号52的峰(极大峰及极小峰)分别被称为a波、b波、c波、d波以及e波。附图标记53表示光电脉搏波信号。作为脉搏波特征量,例如能够使用

各峰(a波、b波、c波、d波以及e波)的峰时间差、各峰的高度、各峰时间差与脉搏间隔的比率、峰半值宽度、加速度脉搏波信号52的a波~e波部分的正侧的面积与负侧的面积比率、以及测定出的脉搏波波形与脉搏波波形的模板之间的一致度等。另外,作为脉搏波特征量,不仅能够使用每1拍的脉搏波特征量,还能够使用几拍到几十拍左右的脉搏波特征量的平均值、标准偏差。

[0054] 在脉搏波特征量中,容易受到生物体传感器21与皮肤之间的接触状态、按压的影响的脉搏波特征量例如是脉搏波高度、加速度脉搏波的a波、b波、c波、d波以及e波的高度等与信号强度有关的特征量等。与这样的脉搏波特征量相比,不容易受到生物体传感器21与皮肤之间的接触状态、按压的影响的脉搏波特征量是a波、b波、c波、d波以及e波的峰时间等与时间有关的脉搏波特征量。通过根据这样的与时间有关的脉搏波特征量计算表示用户的末梢血流量的程度或末梢血压的程度的指标值,能够不易受到生物体传感器21与皮肤之间的接触状态、按压的影响。在本说明书中,将表示末梢血流量的程度或末梢血压的程度的指标称为末梢血流动力学状态指标。另外,除非另有说明,血流量是指末梢血流量。

[0055] 一般地说,相对于在手腕测定出的收缩期血压,末梢血压由于手腕与末梢之间的血管阻力而导致血压下降。在仅使测定部位距心脏的高度变化的情况下,手腕与末梢之间的血管阻力能够被视为大致恒定,因此末梢血压与手腕处的收缩期血压成比例。在仅使测定部位距心脏的高度变化的情况下,能够认为末梢血压指标与收缩期血压大致成比例。

[0056] 图6中示出了基于第一光电脉搏波信号生成的加速度脉搏波信号61以及基于第二光电脉搏波信号生成的加速度脉搏波信号62。加速度脉搏波信号61的a波达到峰的时刻与加速度脉搏波信号62的a波达到峰的时刻之差是脉搏波传播时间T。达到峰的时刻之差是由于下面的原因而产生的。首先,从心脏送出的脉搏波通过动脉到达细动脉,从那里分支后到达毛细血管。作为结果,来自心脏的脉搏波到达细动脉与到达毛细血管产生时间差,从而产生加速度脉搏波信号达到峰的时刻之差。

[0057] 图7是在图6的情况下对比脉搏波传播时间与第一光电脉搏波的DC成分的曲线图。根据表示脉搏波传播时间的推移的曲线71以及表示第一光电脉搏波的DC成分的推移的曲线72,示出了脉搏波传播时间与第一光电脉搏波的DC成分存在相关性。在此,第一光电脉搏波的DC成分大意味着血液对光的吸收少。在该例子中,因心输出量暂时下降而导致的末梢的血液量的下降表示为第一光电脉搏波的DC成分的增加。当表示末梢的血液量的第一光电脉搏波的DC成分变大时,相关的脉搏波传播时间也变大,因此脉搏波传播时间的增加表示末梢的血液量的减少,也就是血流的恶化。第一光电脉搏波的DC成分本身与感测设备20与皮肤的接触状态及按压状态相应地变化,因此在每次测定时会产生偏差。因此,难以将第一光电脉搏波的DC成分直接用于估计末梢的血流动力学状态。另一方面,偏差少地测定出的脉搏波传播时间能够用于估计末梢的血流动力学状态。

[0058] 图8是将由生物体信息测定系统10测定出的被检者的脉搏波传播时间相对于被检者的收缩期血压进行标绘而成的曲线图。曲线图的各点与1名被检者的数据对应,数据数量是21。

[0059] 在被检者(用户)处于将感测设备20保持在胸(心脏)的高度的状态下,生物体信息测定系统10在30秒的期间内测定第一光电脉搏波信号和第二光电脉搏波信号。生物体信息测定系统10基于各测量时刻的第一光电脉搏波信号和第二光电脉搏波信号,计算各测量时

刻的脉搏波传播时间。生物体信息测定系统10计算各测量时刻的脉搏波传播时间的平均值来作为被检者的脉搏波传播时间。另外,收缩期血压是由佩戴于被检者的手腕的袖带式血压计测定出的收缩期血压。如图8所示,在脉搏波传播时间与收缩期血压之间没有发现明确的相关性。也就是说,难以根据手腕的血压的测定来进行能够基于脉搏波传播时间进行的末梢的血流动力学状态的估计。

[0060] 另一方面,如图9所示,能够通过对比脉搏波传播时间与末梢血压指标来估计末梢血流动力学状态,其中,末梢血压指标是根据末梢的脉搏波特征量计算出的表示用户的末梢血压的程度的指标值。图9是在被检者将感测设备20保持在胸部的高度的情况下将脉搏波传播时间相对于末梢血压指标进行标绘而成的曲线图。末梢血压指标的值与末梢血压联动地变化。

[0061] 在图9中,示出了在末梢血压指标为大约7以下的情况下脉搏波传播时间急剧增加。这表明由于末梢血压指标的降低即末梢血压的下降,脉搏波传播速度下降,其结果,脉搏波传播时间增加。

[0062] 在生物体信息测定系统10中,能够基于脉搏波传播时间相对于末梢血压指标的变动来设定脉搏波传播时间的阈值,并基于该阈值来估计用户的末梢血流动力学状态。例如,在末梢血压指标大于大约7的范围内,脉搏波传播时间为大约0.02sec以下,因此能够将脉搏波传播时间的阈值设为0.02sec。在生物体信息测定系统10中,在测定出大于该阈值的脉搏波传播时间的情况下,能够估计为用户的末梢血流动力学状态差。在该情况下,在图9的例子中,估计为21人中的9人的末梢血流动力学状态差。

[0063] 能够仅基于脉搏波传播时间来判定用户的末梢血流动力学状态。但是,脉搏波传播时间与脉搏波传播的路径的长度相应地变化。路径的长度因用户佩戴感测设备20的位置、例如手指的截面面积等用户的生物体特征不同而变化。

[0064] 为了消除与路径的长度相应的变动,希望利用将路径的长度除以脉搏波传播时间所得到的脉搏波传播速度来进行判定。但是,测定传播脉搏波的细动脉、毛细血管(脉搏波传播路径)的长度非常困难。因此,通过设定除了脉搏波传播时间以外还使用了末梢血压指标的条件,能够在抑制上述那样的因脉搏波传播时间的偏差导致的影响的同时,更高精度地估计末梢血流动力学状态。

[0065] 图10中示出了将脉搏波传播时间的倒数相对于末梢血压指标进行标绘而成的曲线图。如图10所示,各被检者的数据点在图10的标绘平面内分布为能够近似为一次式。

[0066] 作为一例,能够基于通过将(末梢血压指标,脉搏波传播时间的倒数)为(12,0)的点与(末梢血压指标,脉搏波传播时间的倒数)为(0,100)的点连结的一次条件式划分的区域,来规定使用了脉搏波传播时间和末梢血压指标的条件。也就是说,根据通过用户的末梢血压指标和脉搏波传播时间的倒数决定的标绘平面上的点位于标绘平面的通过条件式划分出的哪个区域,来估计末梢血流动力学状态是好还是差。例如,在图10的情况下,在比条件式的直线C1靠近标绘平面的原点的情况下,估计为末梢血流动力学状态差,否则,估计为末梢血流动力学状态好。在图10的例子中估计为21人中的9人的末梢血流动力学状态差。

[0067] 对像这样将末梢血压指标考虑在内的优点进行说明。例如,在如图9那样使用了脉搏波传播时间比0.02sec大(倒数比50小)这样的阈值(直线C2)的情况下,图10中的虚拟的数据点P可能被估计为末梢血流动力学状态差。

[0068] 但是,如上所述,脉搏波传播时间在用户之间存在偏差。即使在如数据点P那样脉搏波传播时间大的情况下,其原因也可能是例如佩戴感测设备20的位置的偏移,也存在能够估计为实际的用户的末梢血压指标高从而末梢血流动力学状态好的情况。另一方面,在使用了基于脉搏波传播时间和末梢血压指标的条件来进行末梢血流动力学状态的估计的情况下,与数据点P对应的用户能够被估计为末梢血流动力学状态好。

[0069] 参照图11和图12来说明上述的末梢血流动力学状态的估计方法是妥当的。图11是以用黑点标绘糖尿病患者、用白点标绘健康者的方式标绘了与图9相同的数据而成的曲线图。图12是以用黑点标绘糖尿病患者、用白点标绘健康者的方式标绘了与图10相同的数据而成的曲线图。

[0070] 在糖尿病中,糖代谢能力下降,高血糖状态持续,由此,血管受损,血管内皮机能下降,动脉硬化、末梢血管障碍进展的情况很多。末梢血管障碍包括末梢血流动力学状态的恶化。在图11、图12中的任一情况下,基于阈值或条件而被估计为末梢血流动力学状态差的数据几乎都是糖尿病患者。也就是说,图11所示的基于脉搏波传播时间的阈值对末梢血流动力学状态的估计以及图12所示的基于与脉搏波传播时间和末梢血压指标有关的条件对末梢血流动力学状态的估计都成功地进行了实际的患者的估计,可知本方法是妥当的。

[0071] 接着,说明与感测设备20相对于用户的高度位置相应的末梢血流动力学状态的估计结果的变动。

[0072] 图13是绘制被检者以坐姿的姿势将感测设备20靠近被检者的头部的情况下的脉搏波传播时间和末梢血压指标而成的曲线图。图14是标绘同样的情况下的脉搏波传播时间的倒数和末梢血压指标而成的曲线图。

[0073] 图15是标绘被检者以坐姿的姿势将感测设备20靠近被检者的腹部的情况下的脉搏波传播时间和末梢血压指标而成的曲线图。图16是标绘同样的情况下的脉搏波传播时间的倒数和末梢血压指标而成的曲线图。

[0074] 当分别比较图9、图13以及图15、或者图10、图14以及图16时,随着感测设备20相对于被检者的心脏的相对高度变高,末梢血压指标高的数据减少,脉搏波传播时间大的数据增加。这示出了随着使作为安装感测设备20的测定部位的手指的高度逐渐提高,由于相对于心脏的高度的差所引起的压力,末梢血压下降,脉搏波传播时间增加。另一方面,无论是哪个高度,脉搏波传播时间急剧增加的末梢血压指标值都为大约7而几乎没有变化。也就是说,用于估计末梢血流动力学状态的脉搏波传播时间的阈值的变动小。

[0075] 通过在感测设备20相对于心脏的相对高度不同的多个姿势下进行光电脉搏波信号的测定,能够进一步提高末梢血流动力学状态的估计精度。例如,能够是:(a)基于在胸部的高度测定出的光电脉搏波信号,进行脉搏波传播时间(第一脉搏波传播时间)的估计以及末梢血流动力学状态(第一末梢血流动力学状态)的估计;(b)基于在头部的高度测定出的光电脉搏波信号,进行脉搏波传播时间(第二脉搏波传播时间)的估计以及末梢血流动力学状态(第二末梢血流动力学状态)的估计;以及(c)基于第一末梢血流动力学状态和第二末梢血流动力学状态,进行最终的末梢血流动力学状态的估计。

[0076] 通过像这样估计末梢血流动力学状态,能够进行更有层次的末梢血流动力学状态的估计。例如,存在以下情况:第一情况,在上述(a)和(b)的估计中均估计为末梢血流动力学状态好;第二情况,在上述(a)和(b)中的任一方的估计中估计为末梢血流动力学状态差;

以及第三情况,在上述(a)和(b)的估计中均估计为末梢血流动力学状态差。此时,(c)最终的末梢血流动力学状态的估计能够以如下方式进行:在第一情况下估计为末梢血流动力学状态好,在第二情况下估计为末梢血流动力学状态比较差,在第三情况下估计为末梢血流动力学状态差。

[0077] 此外,在上述的例子中,使用胸部和头部这两个部位作为测定位置的测定结果来进行末梢血流动力学状态的估计,但例如也可以是,使用胸部、头部以及腹部这三个部位作为测定位置的测定结果来进行估计。另外,两个部位的测定位置的组合也可以是胸部和腹部或者头部和腹部。

[0078] 另外,感测设备20相对于心脏的相对高度不同的多个姿势也可以包括用户在平坦面上为仰卧姿且用户将手置于胸部的姿势、以及用户在平坦面上为仰卧姿且用户将手置于平坦面上的姿势。在将手置于胸部的情况下,戴在手上的感测设备20位于比心脏的位置高的位置。另外,在将手置于平坦面上的情况下,感测设备20位于比心脏低的位置。也能够像这样使感测设备20相对于心脏的相对高度不同。

[0079] 这些姿势是用户能够容易采取的姿势,并且是各用户能够再现性高地重复采取的姿势。并且,例如能够通过将“腹部”限定为“肚脐”,将头部限定为“额头”来进一步提高重复再现性,能够降低各用户的测定偏差。

[0080] 如上所述,脉搏波传播时间和末梢血压指标与感测设备20相对于心脏的相对高度相应地变化。因此,在生物体信息测定系统10中,也可以是,计算机30具备判定感测设备20距心脏的高度的功能,计算机30在感测设备20位于用户的心脏的高度的情况下估计末梢血流动力学状态。由此,能够限制感测设备20相对于心脏的相对高度,因此能够在抑制因相对高度的不同引起的脉搏波传播时间和末梢血压指标的变化所导致的影响的同时,进行末梢血流动力学状态的估计。

[0081] 另外,在生物体信息测定系统10中,也可以是,计算机30具备以下功能:基于来自感测设备20的加速度传感器24的信息来估计感测设备20的高度的变化量。也可以是,计算机30基于脉搏波传播时间和高度的变化量来估计末梢血流动力学状态。对于给脉搏波传播时间带来影响的感测设备20的高度的变动,计算机30能够基于该变化量来校正因高度的变动而对脉搏波传播时间造成的影响。由此,末梢血流动力学状态的估计精度提高。此外,也可以是,计算机30基于脉搏波传播时间、末梢血压指标以及高度的变化量来估计末梢血流动力学状态。

[0082] 在生物体信息测定系统10中,也可以是,感测设备20从在佩戴着感测设备20的状态下睡眠的用户在睡眠过程中连续或间歇地测定光电脉搏波信号,计算机30仅进行脉搏波传播时间的估计,或者进行脉搏波传播时间和末梢血压指标的估计,根据这些估计值的时间变化(例如最大值、增加频率、变化率、变化量、方差、变化系数、取最大值或最小值的时刻等)来估计末梢的血流动力学状态和睡眠质量。

[0083] 在睡眠时,一般地说末梢血流会增加,因此末梢的脉搏波传播时间变短,末梢血压变高。在尽管存在该趋势但是睡眠过程中的脉搏波传播时间变长或者末梢血压变低的情况下,能够估计为末梢的血流动力学状态差,睡眠质量低。

[0084] 睡眠过程中的末梢血流动力学状态在由于翻身等而姿势(仰卧姿、侧卧姿、俯卧姿等)、手的位置发生改变时会暂时变化,但不需要捕捉这样的暂时的变化,因此不太需要连

续测定。并且,连续测定的消耗功率变多,而在可穿戴设备中期望电池小,因此更期望的是间歇测定。

[0085] 关于测定间隔,例如期望的是以1分钟~10分钟间隔进行5秒~60秒左右的测定。由此,能够检测据说在良好的睡眠的情况下以大约90分钟为周期重复的快速眼动睡眠和非快速眼动睡眠所引起的变动、中途醒来等的影响。

[0086] 另外,在测定部位激烈活动时、运动时,脉搏波传播时间会发生变动。因此,在生物体信息测定系统10中,计算机30也可以根据基于感测设备20的加速度传感器24的信息,来判定用户是否处于静息状态,通过使用用户处于静息状态的情况下的脉搏波传播时间来估计末梢的血流动力学状态。由此,能够在抑制用户不处于静息状态的情况下的脉搏波传播时间的变动的影响的同时,估计末梢血流动力学状态,因此估计精度提高。

[0087] 并且,在生物体信息测定系统10中,计算机30能够根据基于感测设备20的加速度传感器24的信息,来判定用户的睡眠状态,由此判定入睡时、醒来时。在脉搏波传播时间、末梢血压指标发生了变化的情况下,对发生这些变化的时机与入睡或醒来的时机进行比较,由此例如能够使得醒来时的脉搏波传播时间、末梢血压指标的变化不会对睡眠质量的估计造成影响。由此,睡眠质量的估计精度提高。

[0088] 另外,在生物体信息测定系统10中,也可以是,感测设备20在一天以上的期间内连续或间歇地测定光电脉搏波信号,计算机30仅进行脉搏波传播时间的估计,或者进行脉搏波传播时间和末梢血压指标的估计,根据这些估计值的变化(最大值、增加频率、变化率、变化量、方差、变化系数、成为最大值或最小值的时刻等)来估计末梢血流动力学状态和末梢血流障碍的状态(障碍的程度、障碍的预兆)。

[0089] 若末梢血流动力学状态差的状态长期持续,则存在变为末梢血流障碍的可能性。因而,生物体信息测定系统10在长期间内测定用户的光电脉搏波信号的基础上,估计末梢血流动力学状态,由此能够估计末梢血流障碍的预兆。

[0090] 与睡眠时的测定同样,该情况下的光电脉搏波信号不太需要连续测定,优选的是间歇地测定。关于测定,优选的是例如以1分钟~10分钟间隔进行5秒~60秒左右的测定。由此,能够检测由对末梢血流动力学状态造成影响的运动、进食等事件引起的末梢血流动力学状态的变动的的影响。

[0091] 图17是示出本发明的实施方式所涉及的血流动力学状态估计方法中的处理的一例的流程图。生物体信息测定系统10所进行的处理例如通过如下方式进行:由具备处理器等信息处理装置的感测设备20和计算机30执行感测设备20和计算机30各自的非暂态存储区域中存储的程序。

[0092] 在步骤S1701中,生物体信息测定系统10的感测设备20从佩戴感测设备20的用户的手指测定光电脉搏波信号。具体地说,光电脉搏波传感器211测定第一光电脉搏波信号,光电脉搏波传感器212测定第二光电脉搏波信号。

[0093] 在步骤S1702中,感测设备20将测定结果发送到生物体信息测定系统10的计算机30。

[0094] 在步骤S1703中,计算机30接收感测设备20的测定结果。

[0095] 在步骤S1704中,计算机30估计用户的脉搏波传播时间。例如,计算机30根据生物体传感器21所测定出的光电脉搏波信号来计算脉搏波特征量,根据所计算出的脉搏波特征

量来计算用户的脉搏波传播时间。

[0096] 在步骤S1705中,计算机30基于脉搏波传播时间,估计用户的末梢血流动力学状态。例如,计算机30基于存储器322等存储部中存储的脉搏波传播时间的阈值,估计末梢血流动力学状态。

[0097] 图18是示出发明的实施方式所涉及的血流动力学状态估计方法的处理的另一例的流程图。

[0098] 步骤S1801到步骤S1804的处理与步骤S1701到S1704的处理相同。

[0099] 在步骤S1805中,计算机30估计用户的末梢血压指标。例如,计算机30根据生物体传感器21所测定出的光电脉搏波信号来计算脉搏波特征量,根据所计算出的脉搏波特征量来计算用户的末梢血压指标。

[0100] 在步骤S1806中,计算机30基于脉搏波传播时间和末梢血压指标,估计用户的末梢血流动力学状态。例如,计算机30基于存储器322等存储部中存储的针对脉搏波传播时间和末梢血压指标的条件,估计末梢血流动力学状态。

[0101] 也可以是,生物体信息测定系统10还判定用户是否处于睡眠中,并在用户正在睡眠的时间内重复进行步骤S1701~S1704或步骤S1801~S1805的处理,来连续或间歇地多次测定用户的第一光电脉搏波信号和第二光电脉搏波信号,多次估计脉搏波传播时间或末梢血压指标。也可以是,生物体信息测定系统10在步骤S1705或步骤S1806中,基于多次估计出的脉搏波传播时间或末梢血压指标的时间变化,估计末梢血流动力学状态,并且估计睡眠质量。

[0102] 也可以是,生物体信息测定系统10在用户一整天中的处于活动的时间内重复进行步骤S1701~S1704或步骤S1801~S1805的处理,来连续或间歇地多次测定用户的第一光电脉搏波信号和第二光电脉搏波信号,多次估计脉搏波传播时间或末梢血压指标。也可以是,生物体信息测定系统10在步骤S1705或步骤S1806中,基于多次估计出的脉搏波传播时间或末梢血压指标的时间变化,估计末梢血流动力学状态,并且估计末梢血流障碍的状态。

[0103] 图19是示出本发明的实施方式所涉及的血流动力学状态估计方法的处理的另一例的流程图。

[0104] 在步骤S1901中,生物体信息测定系统10的感测设备20获取用于计算佩戴感测设备20的用户的的手指的第一高度的信息。例如,感测设备20将用户的的手指相对于心脏的相对高度设为第一高度,从加速度传感器24获取用于计算第一高度的信息。

[0105] 在步骤S1902中,感测设备20从佩戴感测设备20的用户的的手指测定光电脉搏波信号。具体地说,光电脉搏波传感器211测定第一光电脉搏波信号,光电脉搏波传感器212测定第二光电脉搏波信号。

[0106] 在步骤S1903中,感测设备20将表示第一高度的信息、第一光电脉搏波信号以及第二光电脉搏波信号作为测定结果发送到生物体信息测定系统10的计算机30。

[0107] 在步骤S1904中,计算机30接收感测设备20的测定结果。

[0108] 在步骤S1905中,计算机30基于用于计算第一高度的信息来计算第一高度,并估计与第一高度对应的用户的脉搏波传播时间。此时,计算机30估计与第一高度对应的脉搏波传播时间来作为第一脉搏波传播时间。

[0109] 在步骤S1906中,计算机30基于第一脉搏波传播时间,来估计与第一高度对应的末

梢血流动力学状态来作为第一末梢血流动力学状态。估计结果例如暂时存储于存储器322。

[0110] 在步骤S1907中,感测设备20获取用于计算佩戴感测设备20的用户的第二高度的信息。例如,感测设备20将作为用户的手指相对于心脏的相对高度且与第一高度不同的高度设为第二高度,从加速度传感器24获取用于计算第二高度的信息。

[0111] 步骤S1908到步骤S1910的处理与步骤S1902到S1904的处理相同。

[0112] 在步骤S1911中,计算机30基于用于计算第二高度的信息来计算第二高度,并估计与第二高度对应的用户的脉搏波传播时间。此时,计算机30估计与第二高度对应的脉搏波传播时间来作为第二脉搏波传播时间。

[0113] 此外,也可以未必进行步骤S1901、S1907中的用于计算高度的信息的获取。例如,也可以是,计算机30从用户等获取表示感测设备20的第一高度和第二高度的信息,将这些信息与脉搏波传播时间及末梢血流动力学状态相关联。

[0114] 在步骤S1912中,计算机30基于第二脉搏波传播时间,估计与第二高度对应的末梢血流动力学状态来作为第二末梢血流动力学状态。

[0115] 在步骤S1913中,计算机30基于第一末梢血流动力学状态和第二末梢血流动力学状态,估计用户的末梢血流动力学状态。

[0116] 以上,对本发明的例示性的实施方式进行了说明。本实施方式中所说明的由生物体信息测定系统执行的方法包括:获取用户的末梢的毛细血管的第一光电脉搏波信号;获取所述末梢的细动脉的第二光电脉搏波信号;基于所述第一光电脉搏波信号和所述第二光电脉搏波信号,估计脉搏波传播时间;以及基于所述脉搏波传播时间,估计所述末梢的末梢血流动力学状态,其中,从所述用户的规定的手指获取所述第一光电脉搏波信号和所述第二光电脉搏波信号。

[0117] 通过基于从用户的规定的手指获取的多个光电脉搏波信号来估计脉搏波传播时间,能够在抑制作为传播脉搏波的路径的细动脉、毛细血管的长度由于每个用户的个人差异、安装装置的位置的偏移的偏差而变动从而产生的脉搏波传播时间的估计结果的偏差的同时,估计脉搏波传播时间。由此,能够高精度地测定脉搏波传播时间,能够基于脉搏波传播时间来估计末梢血流动力学状态,因此末梢血流动力学状态的估计精度提高。

[0118] 上述方法也可以是,还包括:估计用户的末梢血压指标,估计末梢血流动力学状态是:基于脉搏波传播时间和末梢血压指标来估计所述末梢血流动力学状态。

[0119] 由此,能够将存在相关性的脉搏波传播时间和末梢血压指标进行组合来估计末梢血流动力学状态。因而,末梢血流动力学状态的估计精度提高。

[0120] 上述方法也可以是,估计脉搏波传播时间包括:在用户的睡眠过程中连续或间歇地多次测定用户的脉搏波传播时间,上述方法还包括:根据在用户的睡眠过程中测定出的脉搏波传播时间的变化,估计用户的末梢血流动力学状态和睡眠质量。

[0121] 由此,除了估计末梢血流动力学状态以外还能够一并估计睡眠质量,因此能够简单地进行睡眠质量的估计。

[0122] 上述方法也可以是,还包括:判定用户的睡眠状态。由此,能够使得醒来时的脉搏波传播时间、末梢血压指标的变化不会对睡眠质量的估计造成影响。因此,睡眠质量的估计精度提高。

[0123] 上述方法也可以是,估计脉搏波传播时间包括:在一天以上的期间内连续或间歇

地多次测定用户的脉搏波传播时间,上述方法还包括:根据用户的在一天以上的期间内测定出的脉搏波传播时间的变化,估计用户的末梢血流动力学状态和末梢血流障碍的状态。

[0124] 由此,除了估计末梢血流动力学状态以外还能够一并估计末梢血流障碍的状态,因此能够简单地进行末梢血流障碍的状态的估计。

[0125] 上述方法也可以是,还包括:判定用户的手指是否位于用户的心脏的高度,估计脉搏波传播时间包括:估计手指位于心脏的高度时的脉搏波传播时间,估计末梢血流动力学状态包括:基于手指位于心脏的高度时的脉搏波传播时间来估计末梢血管机能。由此,能够使用仅针对用户的手指位于心脏的高度的情况下的脉搏波传播时间、或者针对脉搏波传播时间和末梢血压指标的阈值,来高精度地估计末梢血流动力学状态。

[0126] 在上述方法中,也可以是,估计脉搏波传播时间包括:估计用户的手指位于第一高度时的第一脉搏波传播时间以及用户的手指位于与第一高度不同的第二高度时的第二脉搏波传播时间,估计末梢血流动力学状态是:基于第一末梢血流动力学状态和第二末梢血流动力学状态来估计末梢血流动力学状态,其中,第一末梢血流动力学状态是基于第一脉搏波传播时间来估计出的,第二末梢血流动力学状态是基于第二脉搏波传播时间来估计出的。

[0127] 由此,能够在抑制因高度的变动而引起的脉搏波传播时间的变动对末梢血流动力学状态的估计造成的影响的同时,进行末梢血流动力学状态的估计。因此,末梢血流动力学状态的估计精度提高。

[0128] 在上述方法中,也可以是,第一高度和第二高度是以下高度中的任一者:用户以坐姿将用户的手保持在用户的胸部的高度的情况下的高度;用户以坐姿将用户的手保持在用户的头部的高度的情况下的高度;以及用户以坐姿将用户的手保持在用户的腹部的高度的情况下的高度。

[0129] 在上述方法中,也可以是,第一高度和第二高度是以下高度中的任一者:用户以平坦面上的仰卧姿势将用户的手保持在用户的胸部的高度的情况下的高度;以及用户以仰卧姿势将用户的手保持在平坦面的高度的情况下的高度。

[0130] 上述的姿势是用户能够容易采取的姿势,并且是各用户能够再现性高地重复采取的姿势。因此,能够再现性良好地进行末梢血流动力学状态的估计。

[0131] 在上述方法中,也可以是,还包括:获取第一高度和第二高度的变化量,估计末梢血流动力学状态是:基于脉搏波传播时间和变化量,估计末梢血流动力学状态。由此,能够抑制因用户的身体特征导致的脉搏波传播时间的估计结果的偏差、因测定位置的变动造成的影响,末梢血流动力学状态的估计精度提高。

[0132] 上述方法也可以是,还包括:判断用户是否处于静息状态,估计末梢血流动力学状态包括:基于用户处于静息状态的情况下的脉搏波传播时间,估计末梢血流动力学状态。

[0133] 由此,能够基于变动稳定后的脉搏波传播时间来估计末梢血流动力学状态,末梢血流动力学状态的估计精度提高。

[0134] 此外,以上所说明的各实施方式是为了易于理解本发明,并不用于限定地解释本发明。本发明能够不脱离其主旨地进行变更/改良,并且本发明中也包括与其等同的方式。即,本领域技术人员对各实施方式适当施加了设计变更所得到的方式只要具备本发明的特征,则也包括在本发明的范围中。例如,各实施方式所具备的各要素及其配置、条件、形状、

尺寸等不限定于所例示的情况,而是能够适当进行变更。另外,各实施方式是例示,能够对不同的实施方式中示出的结构进行部分置换或组合,这是不言而喻的,它们只要包括本发明的特征则也包括在本发明的范围中。

[0135] 附图标记说明

[0136] 10:生物体信息测定系统;20:感测设备;21:生物体传感器;211、212:光电脉搏波传感器;2111、2121:发光元件;213:受光元件;22:控制电路;23:通信模块;24:加速度传感器;25:壳体;30:计算机;31:通信模块;32:信号处理装置。

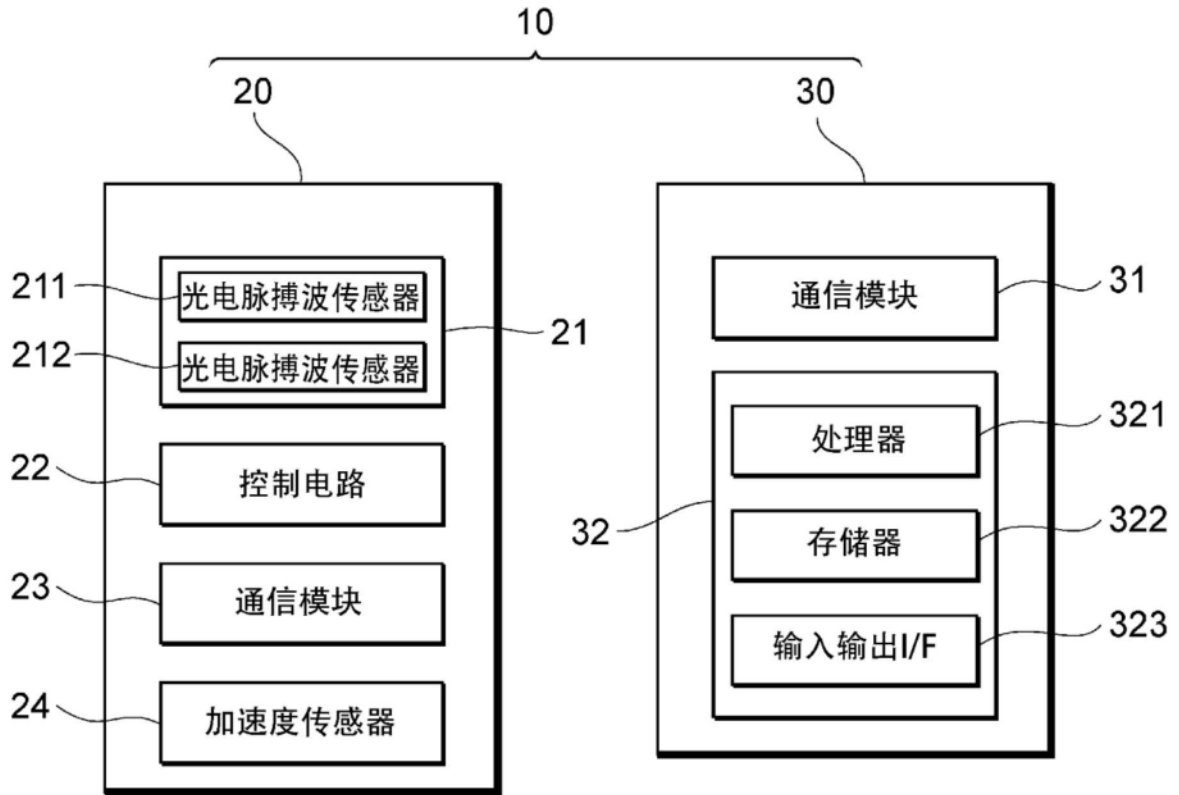


图1

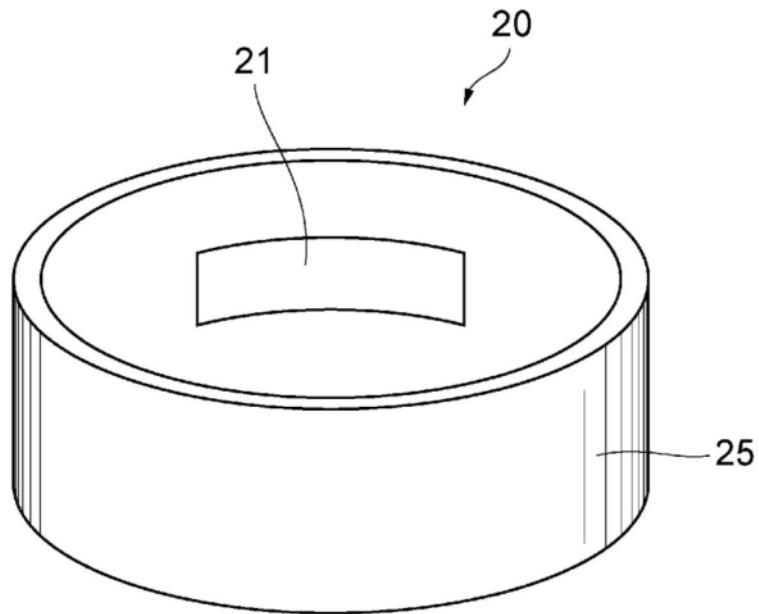


图2

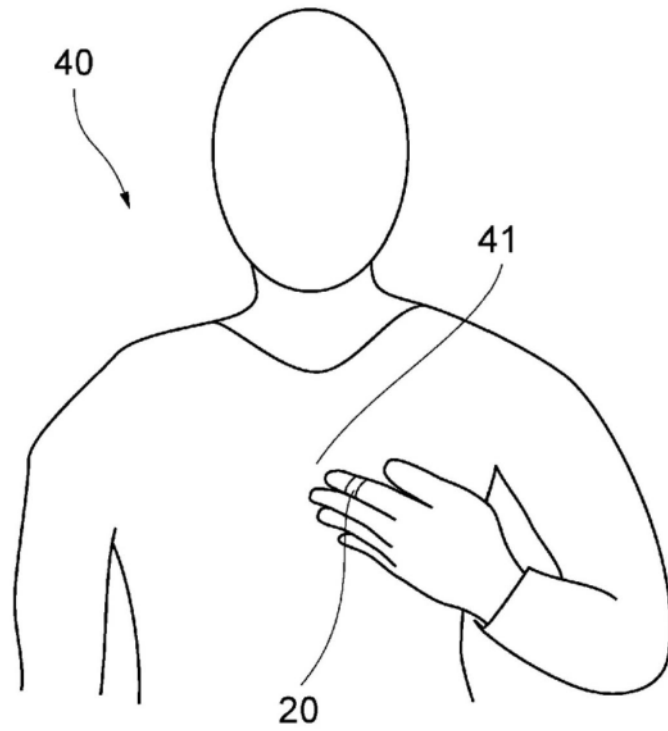


图3

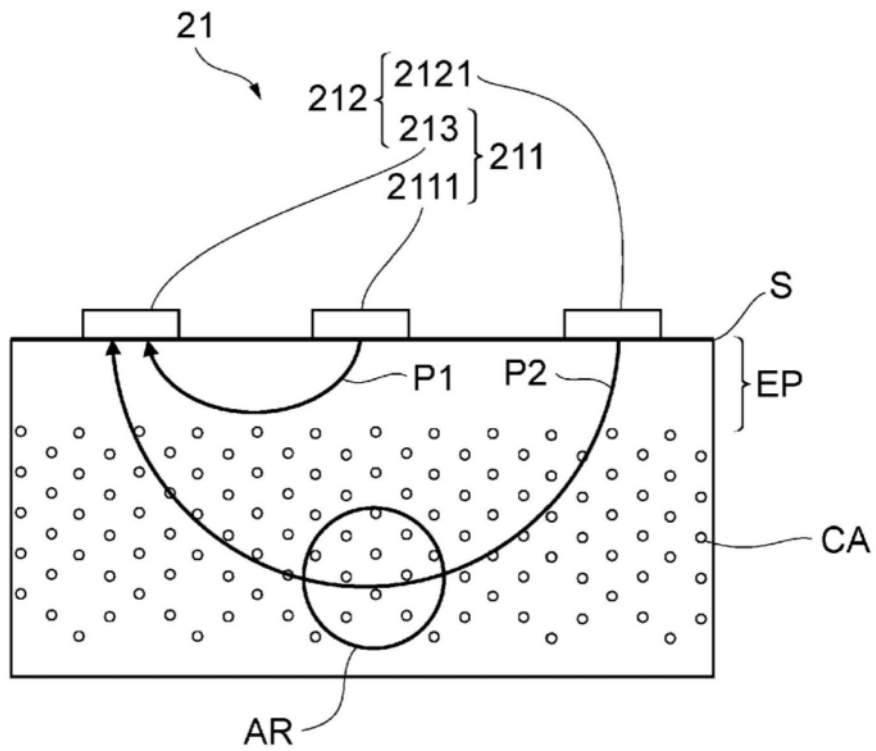


图4

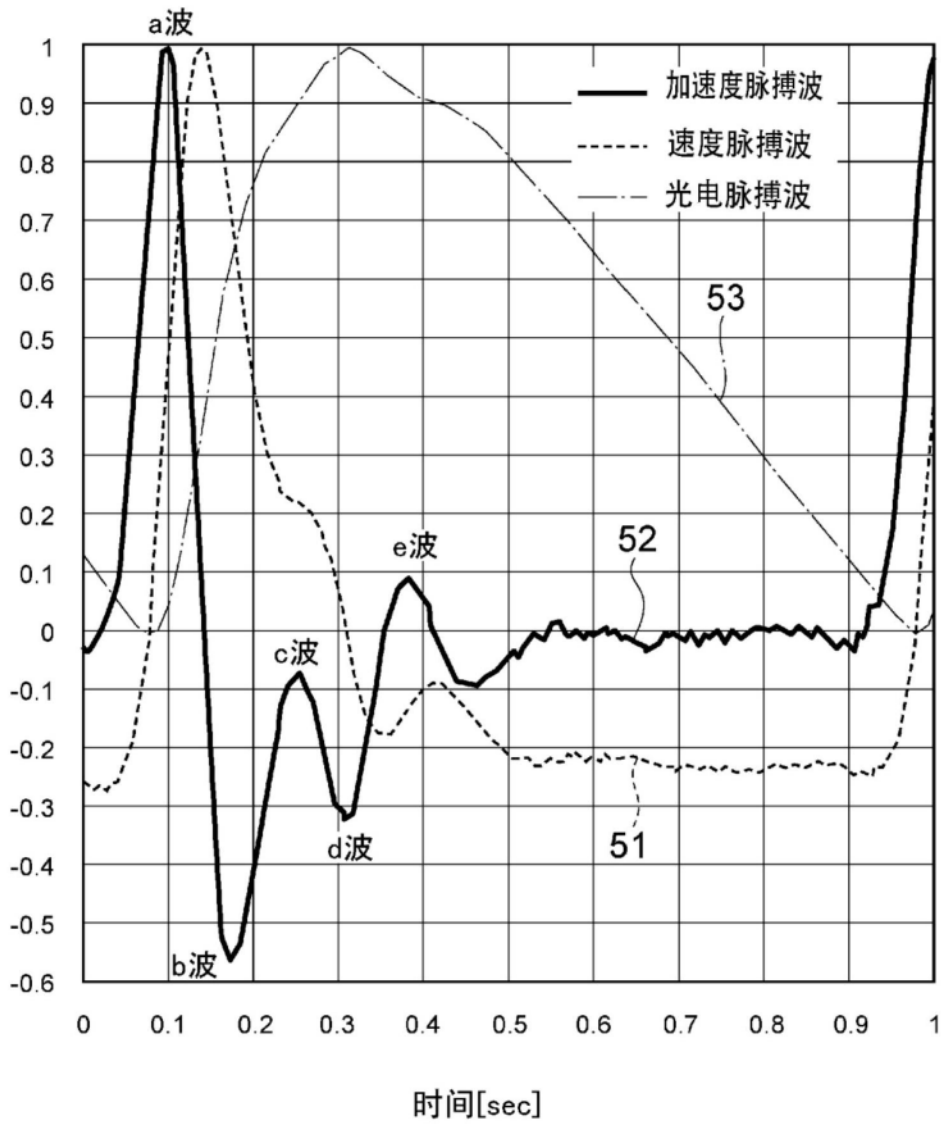


图5

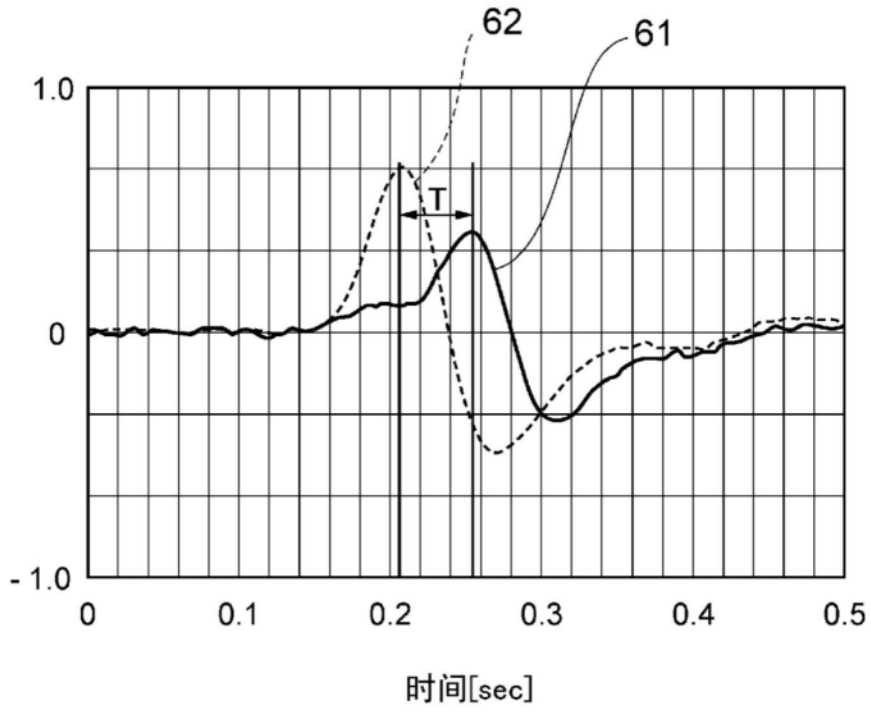


图6

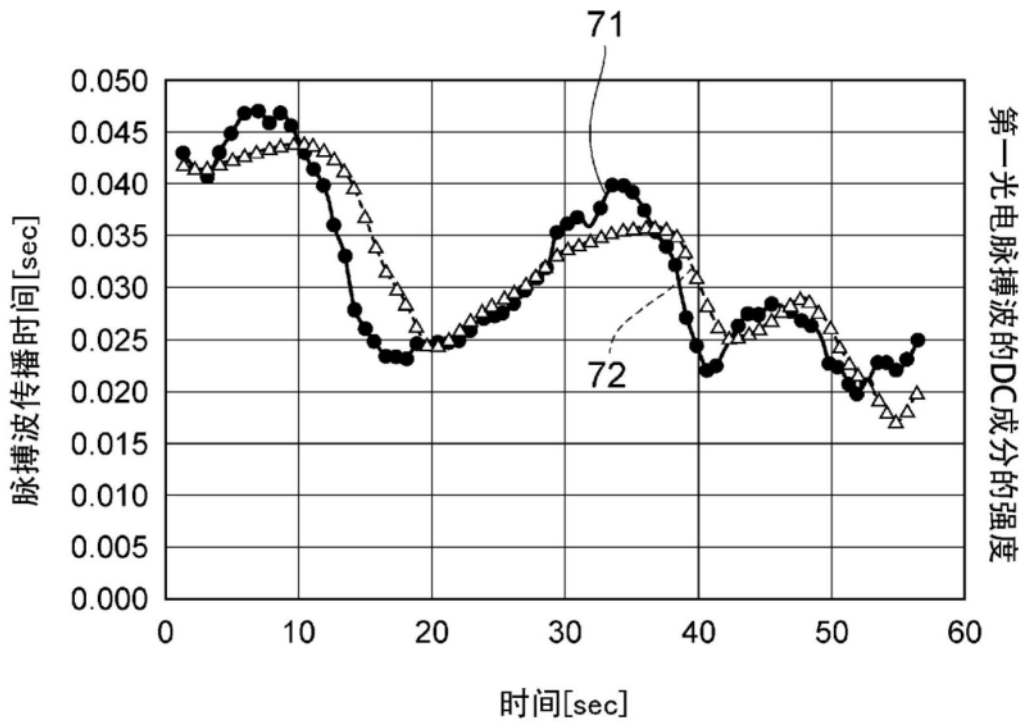


图7

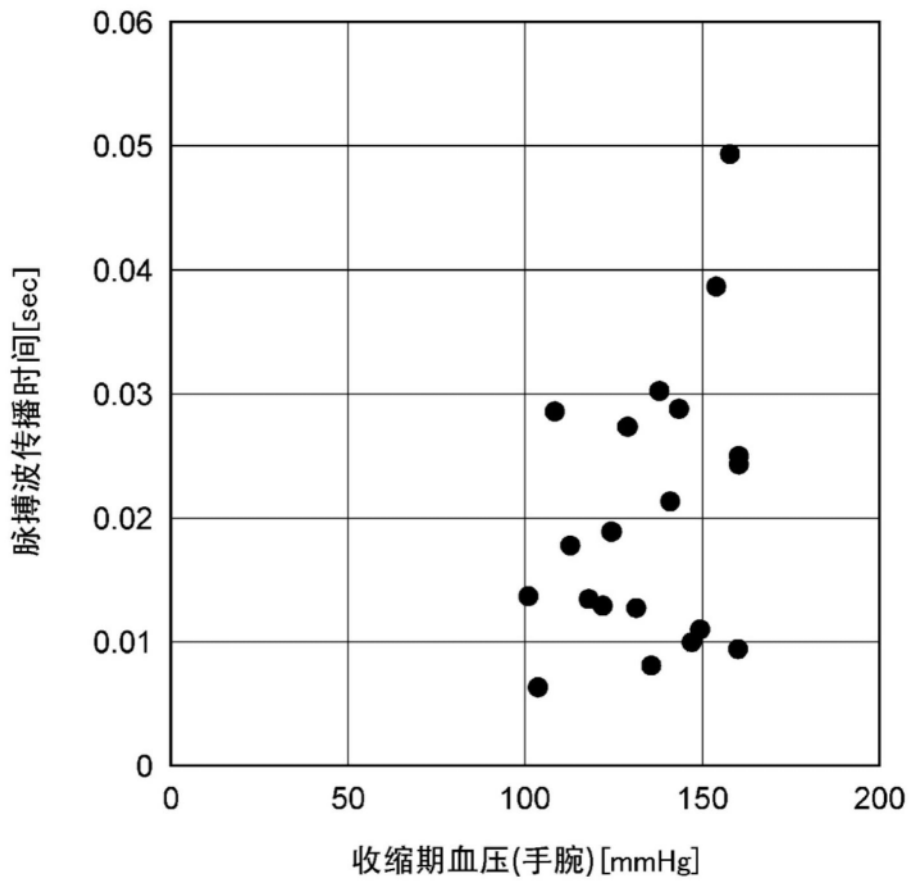


图8

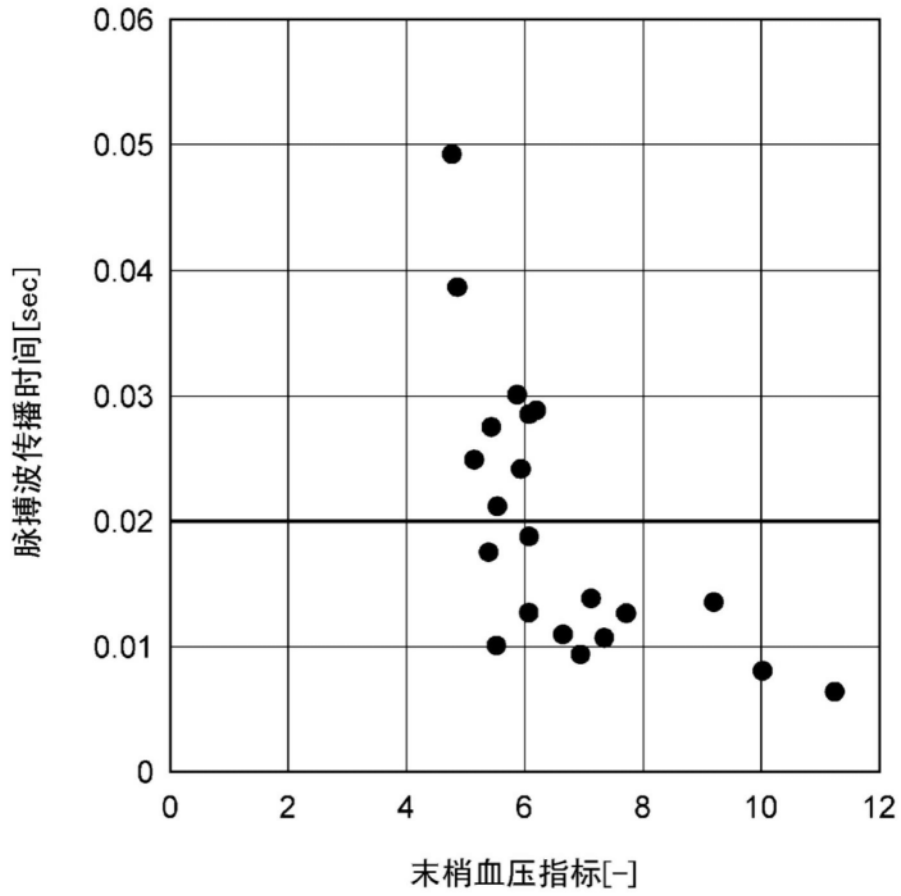


图9

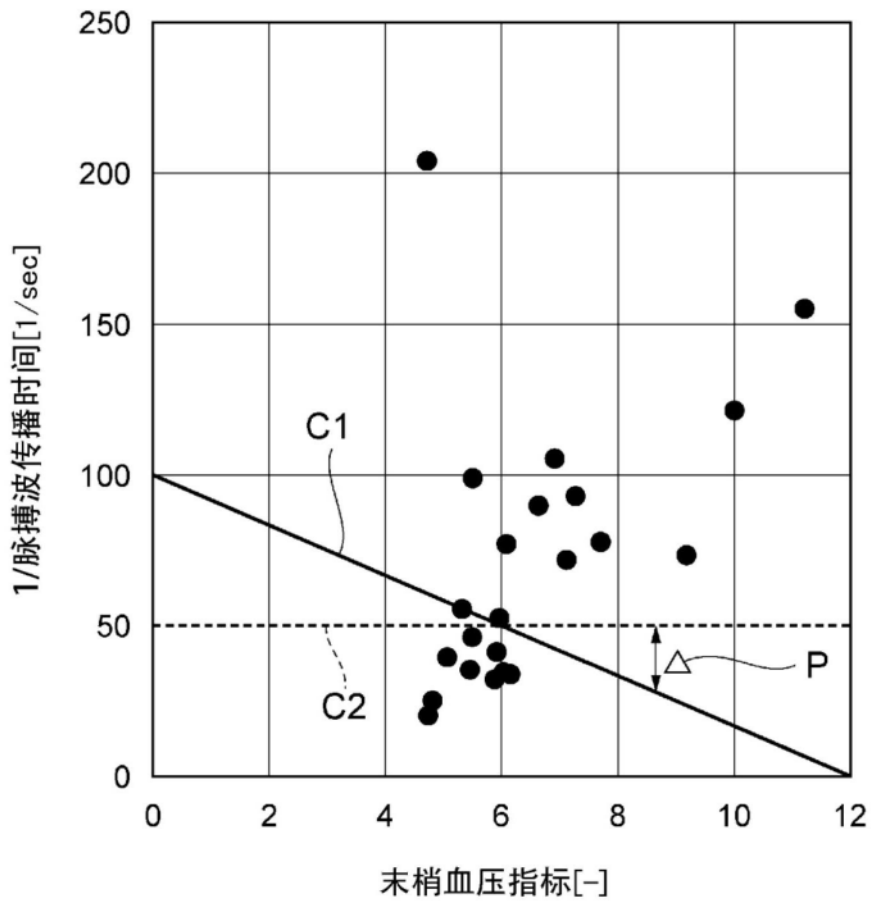


图10

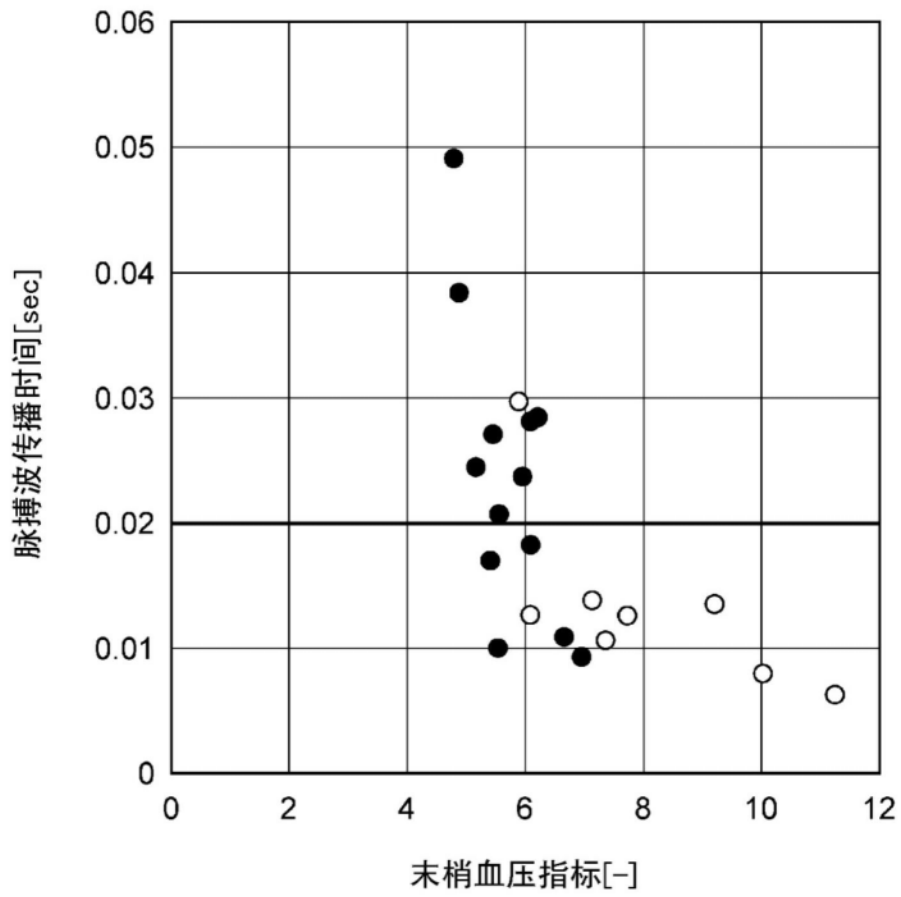


图11

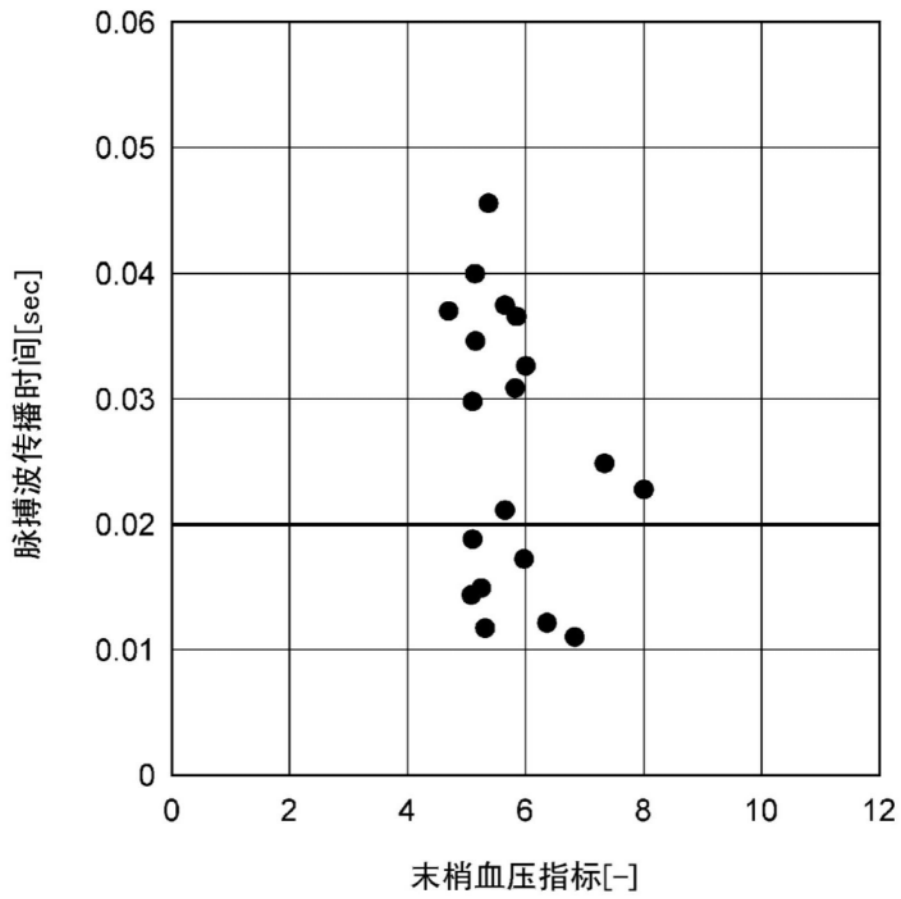


图13

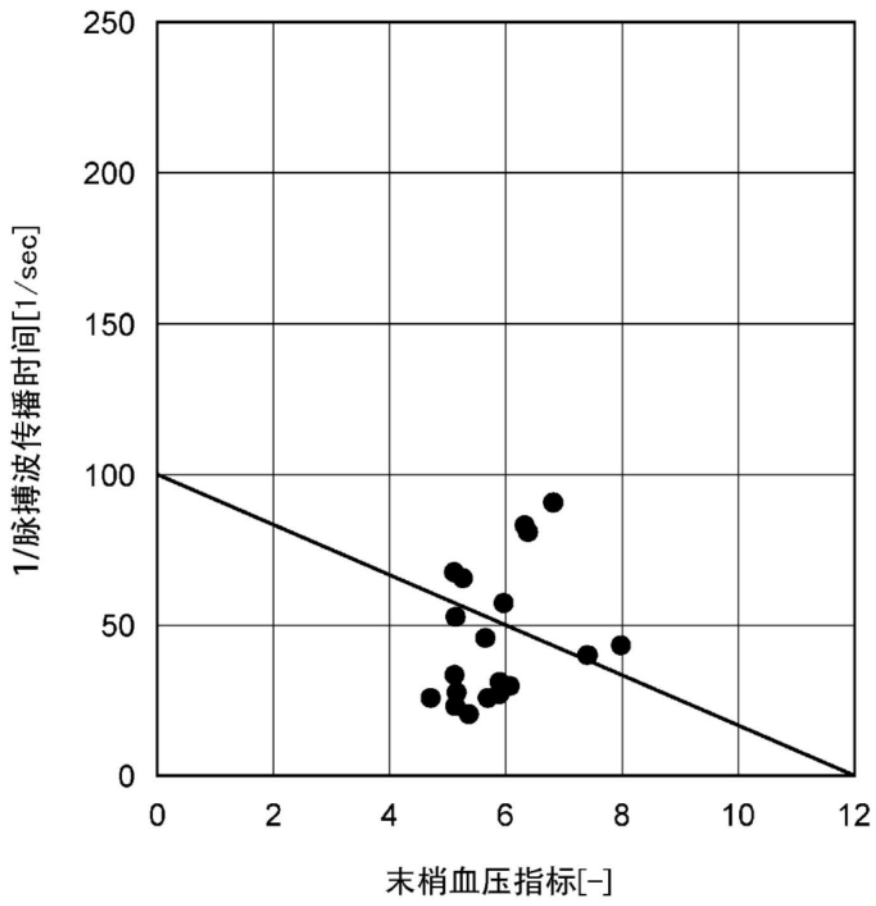


图14

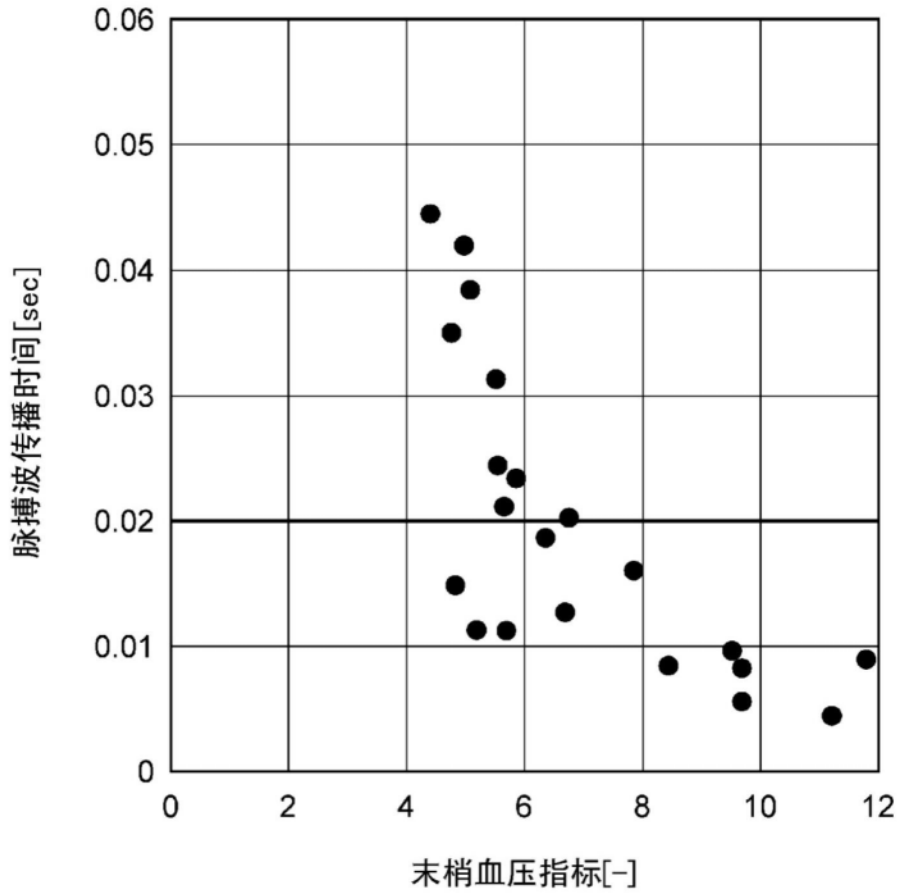


图15

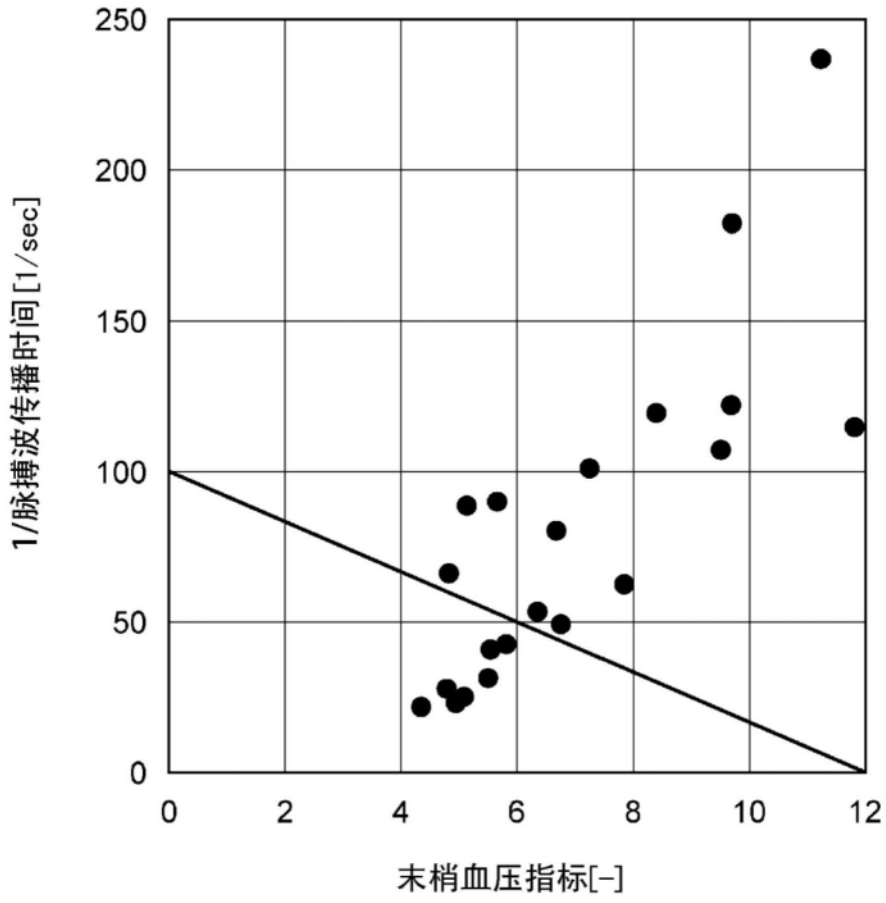


图16

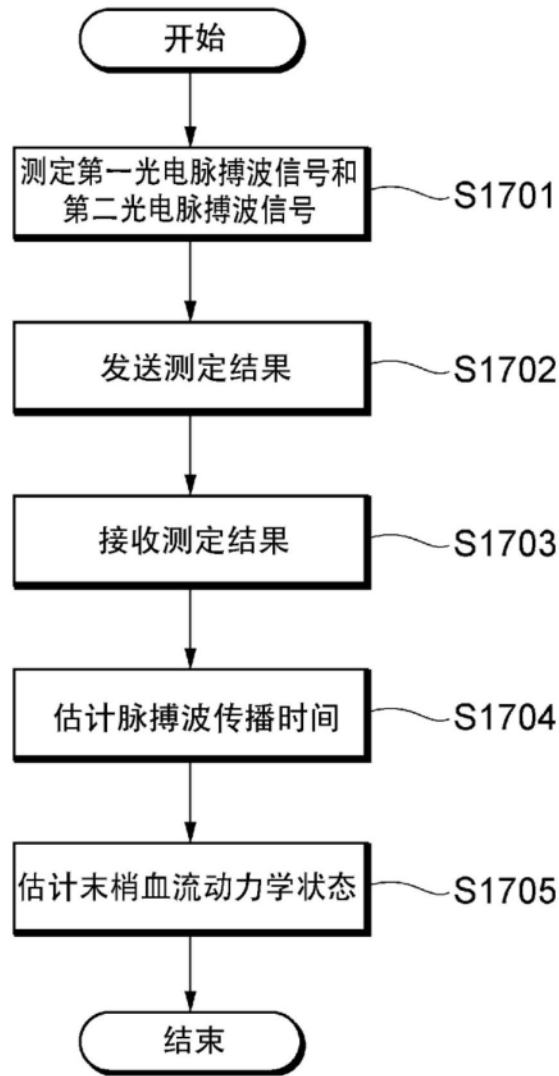


图17

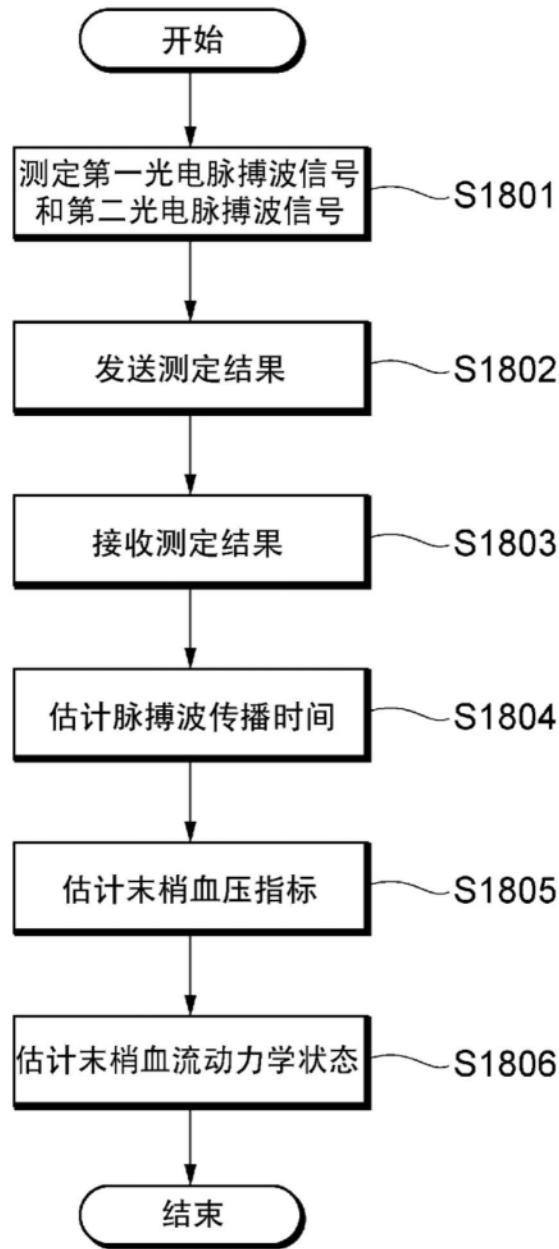


图18

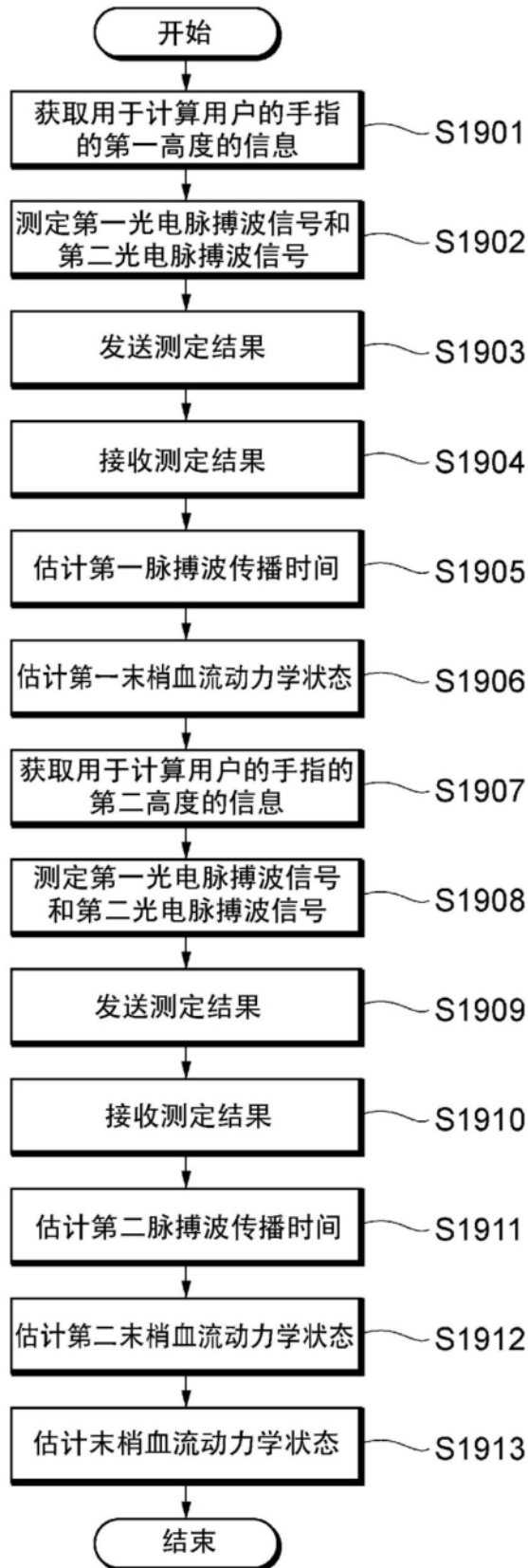


图19