



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103354729 B

(45) 授权公告日 2015.06.24

(21) 申请号 201180065803.X

(22) 申请日 2011.12.27

(30) 优先权数据

2011-012106 2011.01.24 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013.07.23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/080339 2011.12.27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/101951 JA 2012.08.02

(73) 专利权人 株式会社 ACT 医疗服务

地址 日本国福岛县

(72) 发明人 竹之下诚一 千叶伸太郎 畑丰

十九子·齐藤·魏德曼 安纳弘道

八木朝子 高桥信一 半田福人

矢岛敏邦

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 张莉

(51) Int. Cl.

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/022(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/16(2006.01)

(56) 对比文件

US 6561984 B1, 2003.05.13,

审查员 张莉平

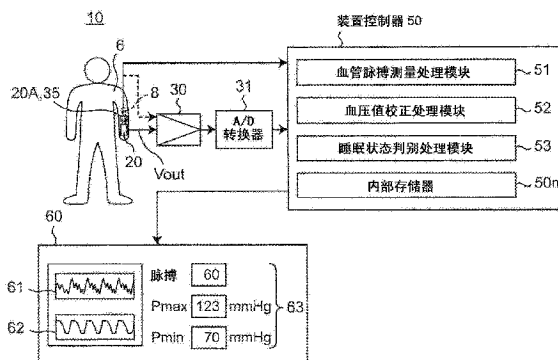
权利要求书2页 说明书21页 附图21页

(54) 发明名称

血管脉搏波测量系统

(57) 摘要

一种血管脉搏波测量系统,其采用光探头电路来进行血管脉搏波测量,所述光探头电路具备:光探头,其包括发光元件和光接收元件,所述发光元件隔着皮肤向血管辐射光,所述光接收元件隔着皮肤接收来自血管的反射光或隔着血管的透射光;驱动电路,其根据被输入的驱动信号来驱动发光元件;以及检测电路,其将光接收元件接收的光转换成电信号并进行输出,其中,所述血管脉搏波测量系统包括:测量单元,其将电信号作为驱动信号而直接地同步反馈到驱动电路,从而从检测电路产生自激振荡信号,测量该自激振荡信号作为血管脉搏波信号;以及控制单元,其控制检测电路和驱动电路中的至少一方的动作点,使得自激振荡信号的电平实质上成为最大。



1. 一种血管脉搏波测量系统,采用光探头电路来进行血管脉搏波测量,所述光探头电路具备:

光探头,其包括发光元件和光接收元件,所述发光元件隔着皮肤向血管辐射光,所述光接收元件隔着皮肤接收来自上述血管的反射光或经由上述血管的透射光;

驱动电路,其根据被输入的驱动信号来驱动上述发光元件;以及

检测电路,其将由上述光接收元件接收的光转换成电信号并进行输出,

所述血管脉搏波测量系统包括:

测量单元,其将上述电信号作为上述驱动信号而直接地同步反馈到上述驱动电路,从而从上述检测电路产生自激振荡信号,测量该自激振荡信号作为血管脉搏波信号;以及

控制单元,其控制上述检测电路和上述驱动电路中的至少一方的动作点,使得上述自激振荡信号的电平成为最大,

所述血管脉搏波测量系统分别根据上述光探头电路中的驱动电路和检测电路的各元件值来确定上述驱动电路和检测电路的各动作点,通过该各动作点的确定来确定电特性中的动作点,所述电特性示出了从上述发光元件辐射的光到达上述光接收元件为止的光传播距离对应的上述电信号的电平,

在将上述检测电路和上述驱动电路的各动作点分别设定成规定的动作点初始值之后,上述控制单元通过控制上述检测电路和上述驱动电路中的至少一方的动作点,使得上述自激振荡信号的电平成为最大,从而控制上述电特性中的动作点,

关于上述电特性中的上述电信号的电平,在规定的边界传播距离具有规定的极值,

上述控制单元,使上述检测电路和上述驱动电路在比上述边界传播距离更短的第一传播距离范围和比上述边界传播距离更长的第二传播距离范围中的至少一个范围中执行动作,

上述控制单元具备:

存储单元,其预先存储与上述第一传播距离范围中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值,并预先存储与上述第二传播距离范围中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值,以及

第一开关单元,其选择上述第一传播距离范围的动作点初始值和上述第二传播距离范围的动作点初始值中的一个,

上述控制单元,采用与通过上述第一开关单元选择出的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值,来分别设定上述检测电路和上述驱动电路的各动作点。

2. 根据权利要求 1 所述的血管脉搏波测量系统,其特征在于,

上述光探头电路,具备彼此具有不同的边界传播距离的多对所述发光元件和所述光接收元件,

上述存储单元,与各对上述发光元件和光接收元件对应地预先存储与上述电特性中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值,

上述控制单元具备第二开关单元,所述第二开关单元选择上述多对发光元件和光接收元件中的一对,

上述控制单元,采用与通过上述第二开关单元选择出的一对所对应的上述检测电路和

驱动电路的各动作点初始值,来分别设定上述检测电路和上述驱动电路的各动作点。

3. 一种血管脉搏波测量系统,采用光探头电路来进行血管脉搏波测量,所述光探头电路具备:

光探头,其包括发光元件和光接收元件,所述发光元件隔着皮肤向血管辐射光,所述光接收元件隔着皮肤接收来自上述血管的反射光或经由上述血管的透射光;

驱动电路,其根据被输入的驱动信号来驱动上述发光元件;以及

检测电路,其将由上述光接收元件接收的光转换成电信号并进行输出,

所述血管脉搏波测量系统包括:

测量单元,其将上述电信号作为上述驱动信号而直接地同步反馈到上述驱动电路,从而从上述检测电路产生自激振荡信号,测量该自激振荡信号作为血管脉搏波信号;以及

控制单元,其控制上述检测电路和上述驱动电路中的至少一方的动作点,使得上述自激振荡信号的电平成为最大,

所述血管脉搏波测量系统分别根据上述光探头电路中的驱动电路和检测电路的各元件值来确定上述驱动电路和检测电路的各动作点,通过该各动作点的确定来确定电特性中的动作点,所述电特性示出了从上述发光元件辐射的光到达上述光接收元件为止的光传播距离对应的上述电信号的电平,

在将上述检测电路和上述驱动电路的各动作点分别设定成规定的动作点初始值之后,上述控制单元通过控制上述检测电路和上述驱动电路中的至少一方的动作点,使得上述自激振荡信号的电平成为最大,从而控制上述电特性中的动作点,

上述测量单元,根据测量出的规定周期的上述血管脉搏波信号,来运算包括最大血压值相对于时间的斜度、最大血压值的平均值、和最大血压值与最小血压值的差即脉压在内的多个判断参数,根据该多个判断参数来判断被测量者是清醒状态还是无呼吸状态,

在连续规定周期地发生了如下变化:

即,规定时刻的最大血压值相对于上述最大血压值的平均值而言减少规定的第二阈值比例以上、并且上述脉压相对于上述最大血压值的平均值而言减少规定的第二阈值比例以上的情况下,

当上述最大血压值相对于时间的斜度超过规定的阈值时,上述测量单元判断为被测量者是清醒状态,

当上述最大血压值相对于时间的斜度为上述阈值以下时,上述测量单元判断为被测量者是无呼吸状态。

血管脉搏波测量系统

技术领域

[0001] 本发明涉及血管脉搏波测量系统,特别涉及采用发光元件和光接收元件来获取血管的脉动波形(下面,称为脉搏波)来进行血管脉搏波测量的血管脉搏波测量系统。

背景技术

[0002] 作为评价物质的特性的技术,已知采用振动的方法。专利文献1公开了如下所述的方法:关于物质特性的不同,相位的变化大于振动的频率的变化,但相位测量技术的精度未必高,考虑此点而将相位变化转换成频率变化。采用了该方法的装置的特征在于,该装置包括:振子,其向物质入射超声波并产生振动;振动检测传感器,其对来自物质的反射波进行检测;放大器,其输入端与振动检测传感器的信号输出端连接;相移电路,其设置在放大器的输出端与振子的输入端之间,在朝向振子的输入波形与来自振动检测传感器的输出波形之间产生相位差时,改变频率而使所述相位差移为零;以及频率变化量检测单元,其检测用于使相位差移为零的频率变化量。

[0003] 在专利文献1的装置中,具体而言,在利用频率偏差检测电路的硬度测量器中,为了在从软质的被测量物到硬质的被测量物的广泛的范围中准确地测量硬度信息而具备接触要素、振子、自激振荡电路和增益变化校正电路,自激振荡电路反馈振子的振动信息并成为谐振状态,增益变化校正电路设置于自激振荡电路,增益变化校正电路具有与自激振荡电路的中心频率不同的中心频率,使增益随着频率的变化而上升。

[0004] 根据上述装置,在频率变化量检测装置中,使由于硬度的不同而导致的相位差移为零而将其转换成频率变化量。在该转换中,预先求出表示频率对应的反射波的振幅增益与相位之间的关系基准传递函数并将其应用。此外,虽然采用超声波振动作为振动,但还能够采用电路中的电信号的振动。例如,虽然利用驱动信号驱动发光元件而辐射光,利用光接收元件检测该光并反馈检测信号作为发光元件的驱动信号,从而形成反馈环,但还能够采用在该反馈环中流动的电信号的振动。

[0005] 即,在发光元件的驱动信号与辐射的光信号之间存在由于发光元件的结构而引起的信号延迟,同样地在入射于光接收元件的光信号与光接收元件输出的检测信号之间也存在由于光接收元件的结构而引起的信号延迟。因此,当组合发光元件和光接收元件而形成反馈环时,则使这些延迟即相位差为零而产生自激振荡。通过在该反馈环中设置专利文献1中公开的相移电路,从而能够将相位差转换成频率差。

[0006] 并且,当将从发光元件辐射的光照于评价对象的物质并利用光接收元件接收从该物质反射的光而形成上述的反馈环时,自激振荡电路的频率依存于由于光接收元件和发光元件的结构而引起的延迟和由于评价对象的物质的特性而引起的延迟。因此,通过在该反馈环设置相移电路并按每个频率转换相位差而观察频率差,从而能够非接触性地或者非入侵性地测量物质特性。

[0007] 例如,在专利文献2中描述了如下内容:作为血压测量装置,具备:传感器单元,其将红外光传送到体内并接收体内的反射波;以及自激振荡电路,其将基于所接收到的反

射波的电信号反馈到送波部而进行自激振荡,自激振荡电路包括增益变化校正电路,所述增益变化校正电路根据频率的变化而相应地改变增益,并将输入相位与输出方相位之间的相位差调整为零来促进反馈振荡,根据这样而得到的自激振荡电路的振荡频率来计算出血压。

[0008] 根据专利文献 2 所述的装置,为了高精度地进行血压的测量并且减轻被测量者的负担,送波部将电信号进行转换并向体内传送电磁波或超声波例如红外光,受波部接收体内的反射波并转换成电信号,频率测量部测量出的自激振荡电路的频率,根据在血压计算部中被调出的相关参数而被转换成血压值,在显示部逐次地实施该血压值或血压波形的显示。

[0009] 这样,根据相移法的技术,能够采用发光元件和光接收元件来高精度地求出血管的脉动波形。然而,测量血管的脉动的对象活体、例如被测量者未必在测量过程中维持稳定的状态。有时如活动一下安装有发光元件和光接收元件的胳膊等这样地改变姿势,此外,有时当发光元件和光接收元件的安装状态不完全时,在测过程中安装状态会发生变化。

[0010] 因此,有可能发生在测量过程中脉动波形逐次地变化并偏离例如测量范围、运算范围的情况。如脉动波形这样地一直偏离测量范围,则无法进行准确的血管脉搏波测量。为了解决该问题而提供能够进行更准确的测量的血管脉搏波测量系统,本申请的申请人在专利文献 3 中提出了下面的血管脉搏波测量系统。

[0011] 专利文献 3 所述的血管脉搏波测量系统的特征在于,所述血管脉搏波测量系统具备:光探头,其安装于被测量者的适于获得血管的脉动的部位;脉动波形输出部,其采用经光探头电路而与光探头连接的相移法,从而输出脉动波形作为频率的时间变化;以及运算处理部,运算处理部的浮动中央值设定处理模块具有如下功能:放大最大振幅值,使得周期性的频率数据的最大振幅值相对于运算范围而成为预先确定的比率,将该中央值与其绝对值无关地浮动性地设定为运算范围的中央值。

[0012] 并且,在专利文献 4 中提出了如下的呼吸异常检测装置,所述呼吸异常检测装置具备呼吸异常判定单元,所述呼吸异常判定单元根据表示脉搏波的状态的脉搏波信号而求出脉搏次数和脉搏振幅,并根据这些来进行呼吸异常的判定。根据该装置,其特征在于,根据例如脉搏振幅与每单位时间的脉搏次数的比而检测出呼吸异常,或者根据呼吸次数的变化、脉搏次数的变化、血液中的氧饱和浓度的变化而检测出呼吸异常。

[0013] 现有技术文献

[0014] 专利文献

[0015] 专利文献 1:日本特开平 9-145691 号公报

[0016] 专利文献 2:日本特开 2001-187032 号公报

[0017] 专利文献 3:国际公开 W02010/089893 号公报

[0018] 专利文献 4:日本特开 2004-121668 号公报

[0019] 专利文献 5:日本特开平 6-169892 号公报

[0020] 专利文献 6:日本特开 2005-021477 号公报

[0021] 非专利文献

[0022] 非专利文献 1:社团法人日本生物体医学工学会编,“血液的流变学和血流”,CORONA 公司,2003 年 4 月 25 日发行,120 ~ 121 页

发明内容

[0023] 发明要解决的课题

[0024] 但是,在上述专利文献 1 ~ 3 公开的现有技术的各装置中,经常发生因如下 (a) ~ (d) 的因素而获取血管的脉动的动作常常成为不稳定的状态,无法获得脉动波形数据的情况,存在几乎完全无法在测量现场使用的问题,上述 (a) ~ (d) 的因素如下:

[0025] (a) 发光元件和光接收元件的安装状态的变化;(b) 安装部位例如是否安装于手腕的桡骨动脉部、或者是否安装于指尖,(c) 此外,即使安装于例如同桡骨动脉部的部位,也按瘦的被测量者和胖的被测量者而根据其皮肤的厚度,(d) 进而光探头的种类,例如采用反射型光探头还是采用透射型光探头,所述反射型光探头采用来自血管的反射光,所述透射型光探头采用透射了血管的透射光。

[0026] 此外,根据上述专利文献 4 公开的现有技术的呼吸异常检测装置,除了上述的问题以外,还存在这样的问题:呼吸异常的检测精度尚低。

[0027] 本发明的第一目的在于,解决上述的问题,提供一种血管脉搏波测量系统,即使在光从发光元件到光接收元件为止的光传播距离不同的情况下,所述血管脉搏波测量系统与现有技术相比也能够通过简单的结构获得脉动波形数据,并能够进行血管脉搏波测量。

[0028] 此外,本发明的第二目的在于,解决上述的问题,提供一种血管脉搏波测量系统,其采用上述血管脉搏波测量系统,与现有技术相比,能够通过简单的结构并且高精度地检测出呼吸异常。

[0029] 并且,本发明的第三目的在于,提供一种血管脉搏波测量系统,其采用上述血管脉搏波测量系统,与现有技术相比,能够通过简单的结构并且高精度地进行校正,以便将血管脉搏波信号的血压值电压转换成血压值。

[0030] 用于解决课题的技术手段

[0031] 第一发明的血管脉搏波测量系统,其采用光探头电路来进行血管脉搏波测量,所述光探头电路具备:

[0032] 光探头,其包括发光元件和光接收元件,所述发光元件隔着皮肤向血管辐射光,所述光接收元件隔着皮肤接收来自上述血管的反射光或隔着上述血管透射的透射光;

[0033] 驱动电路,其根据被输入的驱动信号来驱动上述发光元件;以及

[0034] 检测电路,其将由上述光接收元件接收的光转换成电信号并进行输出,所述血管脉搏波测量系统包括:

[0035] 测量单元,其将上述电信号作为上述驱动信号而直接地同步反馈到上述驱动电路,从而从上述检测电路产生自激振荡信号,测量该自激振荡信号作为血管脉搏波信号;以及

[0036] 控制单元,其通过控制上述检测电路和上述驱动电路中的至少一方的动作点,使得上述自激振荡信号的电平实质上成为最大,从而控制上述电特性中的动作点。

[0037] 在上述的血管脉搏波测量系统,其特征在于,

[0038] 分别根据上述驱动电路和检测电路的各元件值来确定上述光探头电路中的驱动电路和检测电路的各动作点,通过该各动作点的确定来确定电特性中的动作点,所述电特性示出了从上述发光元件辐射的光到达上述光接收元件为止的光传播距离对应的上述电

信号的电平，

[0039] 在将上述检测电路和上述驱动电路的各动作点分别设定成规定的动作点初始值之后，上述控制单元通过控制上述检测电路和上述驱动电路中的至少一方的动作点，使得上述自激振荡信号的电平实质上成为最大，从而控制上述电特性中的动作点。

[0040] 此外，在上述血管脉搏波测量系统中，其特征在于，关于上述电特性中的上述电信号的电平，在规定的边界传播距离中，具有规定的极值，

[0041] 上述控制单元，使上述检测电路和上述驱动电路在比上述边界传播距离更短的第一传播距离范围和比上述边界传播距离更长的第二传播距离范围中的至少一个范围中执行动作。

[0042] 并且，在上述血管脉搏波测量系统中，其特征在于，上述控制单元具备：

[0043] 存储单元，其预先存储与上述第一传播距离范围中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值，并预先存储与上述第二传播距离范围中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值，以及

[0044] 第一开关单元，其选择上述第一传播距离范围的动作点初始值和上述第二传播距离范围的动作点初始值中的一个，

[0045] 上述控制单元，采用与通过上述第一开关单元选择出的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值，来分别设定上述检测电路和上述驱动电路的各动作点。

[0046] 并且，在上述血管脉搏波测量系统中，其特征在于，上述光探头电路，具备彼此具有不同的边界传播距离的多对发光元件和光接收元件，

[0047] 上述存储单元，与各对上述发光元件和光接收元件对应地预先存储与上述电特性中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值，

[0048] 上述控制单元具备第二开关单元，所述第二开关单元选择上述多对发光元件和光接收元件中的一对，

[0049] 上述控制单元，采用与通过上述第二开关单元选择出的一对所对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值，来分别设定上述检测电路和上述驱动电路的各动作点。

[0050] 并且，在上述血管脉搏波测量系统中，其特征在于，上述测量单元，根据测量出的规定周期的上述血管脉搏波信号，来运算包括最大血压值相对于时间的斜度、最大血压值的平均值、和最大血压值与最小血压值的差即脉压在内的多个判断参数，根据该多个判断参数来判断被测量者是清醒状态还是无呼吸状态。

[0051] 并且，在上述血管脉搏波测量系统中，其特征在于，在连续规定周期地发生了如下变化：

[0052] 即，规定时刻的最大血压值相对于上述最大血压值的平均值而言减少规定的第一阈值比例以上、并且上述脉压相对于上述最大血压值的平均值而言减少规定的第二阈值比例以上时，

[0053] 在上述最大血压值相对于时间的斜度超过规定的阈值时，上述测量单元判断为被测量者是清醒状态，另一方面，在上述最大血压值相对于时间的斜度为上述阈值以下时，上述测量单元判断为被测量者是无呼吸状态。

[0054] 并且，在上述血管脉搏波测量系统中，其特征在于，上述测量单元还具备在与上述

光探头电路上的按压部之间设置的压力片传感器，

[0055] 上述测量单元还具备校正单元，其进行校正，使得在测量上述血管脉搏波信号时，在通过压力致动器或人对上述按压部的按压而对上述血管上的光探头电路施加应力之后不再测量上述血管脉搏波信号时，存储刚刚之前的血管脉搏波信号的电压值作为最大血压值电压，存储上述压力片传感器的检测压力值作为最大血压值，接着，在减轻上述按压而测量上述血管脉搏波信号时，存储紧接着的血管脉搏波信号的电压值作为最小血压值电压，存储上述压力片传感器的检测压力值作为最小血压值，根据被存储的上述最大血压值电压和与之对应的最大血压值、以及被存储的上述最小血压值电压和与之对应的最小血压值，来生成表示从血压值电压向血压值转换的转换式，从而使用该转换式将上述血管脉搏波信号的血压值电压转换成血压值。

[0056] 第二发明的血管脉搏波测量系统具备测量单元，所述测量单元采用光探头电路来进行血管脉搏波测量以测量血管脉搏波信号，所述光探头电路包括：

[0057] 光探头，其包括发光元件和光接收元件，所述发光元件隔着皮肤向血管辐射光，所述光接收元件隔着皮肤接收来自上述血管的反射光或隔着上述血管透射的透射光；

[0058] 驱动电路，其根据被输入的驱动信号来驱动上述发光元件；以及

[0059] 检测电路，其将由上述光接收元件接收的光转换成电信号并进行输出，所述血管脉搏波测量系统的特征在于，

[0060] 上述测量单元还具备在与上述光探头电路上的按压部之间设置的压力片传感器，

[0061] 上述测量单元还具备校正单元，该校正单元进行校正，使得在测量上述血管脉搏波信号时，在通过压力致动器或人对上述按压部的按压而对上述血管上的光探头电路施加应力之后不再测量上述血管脉搏波信号时，存储在刚刚之前的血管脉搏波信号的电压值作为最大血压值电压，存储上述压力片传感器的检测压力值作为最大血压值，接着，在减轻上述按压而测量上述血管脉搏波信号时，存储紧接着的血管脉搏波信号的电压值作为最小血压值电压，存储上述压力片传感器的检测压力值作为最小血压值，基于被存储的上述最大血压值电压和与之对应的最大血压值、以及被存储的上述最小血压值电压和与之对应的最小血压值，来生成表示从血压值电压向血压值转换的转换式，从而使用该转换式将上述血管脉搏波信号的血压值电压转换成血压值。

[0062] 发明效果

[0063] 根据本发明的血管脉搏波测量系统，具备：测量单元，其将上述电信号作为上述驱动信号而直接地同步反馈到上述驱动电路，从而从上述检测电路产生自激振荡信号，测量该自激振荡信号作为血管脉搏波信号；以及控制单元，其控制上述检测电路和上述驱动电路中的至少一方的动作点，使得上述自激振荡信号的电平实质上成为最大。这里，优选的是，分别根据上述驱动电路和检测电路的各元件值来确定上述光探头电路中的驱动电路和检测电路的各动作点，通过该确定来确定电特性中的动作点，所述电特性示出了上述发光元件辐射的光到达上述光接收元件为止的光的传播距离对应的上述电信号的电平，在将上述检测电路和上述驱动电路的各动作点分别设定成规定的动作点初始值后，上述控制单元控制上述检测电路和上述驱动电路中的至少一方的动作点，使得上述自激振荡信号的电平实质上成为最大，从而控制上述电特性中的动作点。因此，即使在光从发光元件到光接收元件为止的传播距离不同的情况下，与现有技术相比也能够通过简单的结构获得脉动波形数

据,并能够进行血管脉搏波测量。

[0064] 此外,在上述血管脉搏波测量系统中,关于上述电特性中的上述电信号的电平,在规定的边界传播距离中,具有规定的极值,上述控制单元使上述检测电路和上述驱动电路在比上述边界传播距离更短的第一传播距离范围和比上述边界传播距离更长的第二传播距离范围中的至少一个范围中动作。这里,上述控制单元具备:存储单元,其预先存储与上述第一传播距离范围中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值,并预先存储与上述第二传播距离范围中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值,以及第一开关单元,其选择上述第一传播距离范围的动作点初始值和上述第二传播距离范围的动作点初始值中的一方,上述控制单元采用与通过上述第一开关单元选择的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值,来分别设定上述检测电路和上述驱动电路的各动作点。因此,通过着眼于上述边界传播距离而选择性地切换上述动作点,从而即使在光从发光元件到光接收元件为止的传播距离不同的情况下,与现有技术相比也能够通过简单的结构获得脉动波形数据,并能够进行血管脉搏波测量。

[0065] 并且,在上述血管脉搏波测量系统中,上述光探头电路具备多对彼此具有不同的边界传播距离的发光元件和光接收元件,上述存储单元对应于上述各对发光元件和光接收元件而预先存储与上述电特性中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值,上述控制单元具备第二开关单元,所述第二开关单元选择上述多对中的一个对,上述控制单元采用与通过上述第二开关单元选择的一对所对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值,来分别设定上述检测电路和上述驱动电路的各动作点。因此,通过着眼于几乎无法得到脉动波形数据的边界传播距离而选择性地切换上述动作点,从而即使在光从发光元件到光接收元件为止的传播距离不同的情况下,与现有技术相比也能够通过简单的结构获得脉动波形数据,并能够进行血管脉搏波测量。

[0066] 并且,在上述血管脉搏波测量系统中,上述测量单元根据上述测量出的规定周期的血管脉搏波信号来运算包括最大血压值相对于时间的斜度、最大血压值的平均值、和最大血压值与最小血压值的差即脉压在内的多个判断参数,根据该多个判断参数来判断被测量者是清醒状态还是无呼吸状态。这里,优选的是,在连续规定周期地发生规定时刻的最大血压值相对于上述最大血压值的平均值而言减少规定的第二阈值比例以上、并且上述脉压相对于上述最大血压值的平均值而言减少规定的第二阈值比例以上时,在上述最大血压值相对于时间的斜度超过规定的阈值时,上述测量单元判断为被测量者是清醒状态,另一方面,在为上述阈值以下时,上述测量单元判断为是无呼吸状态。因此,采用上述血管脉搏波测量系统,与现有技术相比,能够通过简单的结构并且高精度地检测出无呼吸状态等呼吸异常。

[0067] 并且,上述测量单元还具备在与上述光探头电路上的按压部之间设置的压力片传感器,上述测量单元还具备校正单元,其进行校正,使得在测量上述血管脉搏波信号时,在通过压力致动器或人对上述按压部的按压而对上述血管上的光探头电路施加应力后不再测量上述血管脉搏波信号时,存储刚刚之前的血管脉搏波信号的电压值作为最大血压值电压,存储上述压力片传感器的检测压力值作为最大血压值,接着,在减轻上述按压而测量上述血管脉搏波信号时,存储紧接着的血管脉搏波信号的电压值作为最小血压值电压,存储

上述压力片传感器的检测压力值作为最小血压值,根据上述存储的最大血压值电压和与之对应的最大血压值、以及上述存储的最小血压值电压和与之对应的最小血压值而生成表示从血压值电压向血压值转换的转换式,从而使用该转换式将上述血管脉搏波信号的血压值电压转换成血压值。因此,根据上述血管脉搏波测量系统,与现有技术相比能够通过极简单的校正并且能够高精度地进行校正以将血管脉搏波信号的血压值电压转换成血压值。

附图说明

- [0068] 图 1 是表示本发明的一个实施方式的血管脉搏波测量系统的结构的框图。
- [0069] 图 2 是示出图 1 中的反射型光探头 12 的结构的侧视图。
- [0070] 图 3 是示出图 1 中的光探头电路 20 的结构的电路图。
- [0071] 图 4 是示出变形例的透射型光探头 12A 的结构的概略图。
- [0072] 图 5A 是示出图 1 中的光探头电路 20 和放大器 30 的具体例的电路图。
- [0073] 图 5B 是示出图 5A 中的光探头电路 20 的变形例的电路图。
- [0074] 图 6 是示出图 1 中的光探头电路 20 的光收发传感器的安装例的主视图, (a) 是示出将光探头电路 20 的光收发传感器安装于被测量者的手腕的桡骨动脉部 7 的一例的主视图, (b) 是将光探头电路 20 的光收发传感器安装于被测量者的指尖 9 的一例的主视图。
- [0075] 图 7A 是示出第一变形例的包括压力片传感器和光收发传感器在内的光探头电路 20A 的安装例的主视图。
- [0076] 图 7B 为第二变形例,是示出将光探头电路 20 的光收发传感器安装于被测量者的指尖 9 并且将压力片传感器 35 安装于手腕的桡骨动脉部 7 的情况下的一例的主视图。
- [0077] 图 8A 是示出通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量的脉搏波电压值的最大电压值 V_{max} 和最小电压值 V_{min} 的图表。
- [0078] 图 8B 是示出与通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量的脉搏波电压值对应的血压值的最大血压值 P_{max} 和最小血压值 P_{min} 的图表。
- [0079] 图 8C 是示出从通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量的脉搏波电压值向血压值进行转换的图表。
- [0080] 图 9A 是示出图 7A 所图示的第一变形例的包括压力片传感器和光收发传感器在内的光探头电路 20A 的结构的纵剖视图。
- [0081] 图 9B 为图 9A 的变形例,是示出被验者等人用指尖按压的光探头电路 20B 的结构的纵剖视图。
- [0082] 图 10 是示出在图 5 的光探头电路 20 中电源电压 $V_{cc} = 15V$ 且电阻 $R1 = 18k\Omega$ 时、并且改变电阻 $R4$ 时,光传播距离对应的输出电压的图表。
- [0083] 图 11 是示出在图 5 的光探头电路 20 中电源电压 $V_{cc} = 15V$ 且电阻 $R4 = 200\Omega$ 时、并且改变电阻 $R1$ 时,光的传播距离对应的输出电压的图表。
- [0084] 图 12 是示出在图 5 的光探头电路 20 中电源电压 $V_{cc} = 5V$ 且电阻 $R4 = 200\Omega$ 时、并且改变电阻 $R1$ 时,光的传播距离对应的输出电压的图表。
- [0085] 图 13 是示出在图 5 的光探头电路 20 中电源电压 $V_{cc} = 30V$ 且电阻 $R4 = 200\Omega$ 时、并且改变电阻 $R1$ 时,光的传播距离对应的输出电压的图表。
- [0086] 图 14 是将通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量的脉动波形转换成血压波形而

示出的图表。

[0087] 图 15 是示出在图 1 的血管脉搏波测量系统中采用移动平均法来处理脉动波形的动作的图表。

[0088] 图 16(a) 是通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量出的某被测量者清醒时的各种信号波形的一例的图表, (b) 是通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量出的某被测量者无呼吸时的各种信号波形的一例的图表。

[0089] 图 17(a) 是将清醒时的最大血压值 P_{max} 的变化模式化而示出的图, (b) 是将无呼吸时的最大血压值 P_{max} 的变化模式化而示出的图。

[0090] 图 18 是示出通过图 5 中的传感器控制器 25 执行的光收发传感器控制处理的流程图。

[0091] 图 19 是示出通过图 1 中的装置控制器 50 的血压值校正处理模块 52 执行的血压值校正处理的流程图。

[0092] 图 20 是示出通过图 1 中的装置控制器 50 的血管脉搏波测量处理模块 51 执行的血管脉搏波测量的流程图。

[0093] 图 21 是示出通过图 1 中的装置控制器 50 的睡眠异常判别处理模块 53 执行的睡眠异常判别处理的流程图。

具体实施方式

[0094] 下面, 参照附图对本发明的实施方式进行说明。另外, 在下面的各实施方式中, 对同样的结构要素标注相同的标号。下面, 作为测量对象而对人的血管的脉搏波进行说明, 但只要是活体的血管的脉搏波即可, 也能够以人以外的动物等作为对象。此外, 下面, 作为血管脉搏波测量而对脉搏、最大血压、最小血压的测量进行说明, 但除此以外, 只要采用血管的脉动波形来进行测量即可。例如, 也可以根据脉搏波形的积分值进行与血流量对应的量的测量, 并根据脉动波形的微分值进行对血管的柔软性进行评价的测量。下面所说明的材料、形状、尺寸是示例, 也可以根据使用目的而适当地改变这些内容。

[0095] 本发明人为了解决上述的“在上述专利文献 1 ~ 3 公开的现有技术的各装置中, 经常发生因如下 (a) ~ (d) 的因素而获取血管的脉动的动作常常成为不稳定的状态, 无法获得脉动波形数据的情况, 存在几乎完全无法在测量现场使用的问题, 上述 (a) ~ (d) 的因素如下:

[0096] (a) 发光元件和光接收元件的安装状态的变化; (b) 安装部位例如是否安装于手腕的桡骨动脉部、或者是否安装于指尖, (c) 即使安装于例如同一样桡骨动脉部的部位, 也按瘦的被测量者和胖的被测量者而根据其皮肤的厚度, (d) 进而根据光探头的种类, 例如采用反射型光探头还是采用透射型光探头, 所述反射型光探头采用来自血管的反射光, 所述透射型光探头采用透射了血管的透射光。”而仔细研究的结果是, 研究开发出了以下的血管脉搏波测量系统: 着眼于光从发光元件到光接收元件为止的传播距离发生变化而进行后述实验, 后面将对这些实验详细地进行描述, 根据该实验结果, 本发明的血管脉搏波测量系统能够与上述的状况变化无关地稳定地进行动作。

[0097] 图 1 是表示本发明的一个实施方式的血管脉搏波测量系统的结构的框图。在图 1 中, 示出了不是血管脉搏波测量系统 10 的结构要素的、血压等测量的对象的被测量者 6 和

实际测量血压的血管 8。另外,在下面的图中,对被测量者 6 的皮肤省略图示。本实施方式
的血管脉搏波测量系统 10 是代替现有技术中采用的测量科罗特科夫音 (Korotkoff sound)
的套囊压迫法 (cuff pressure)、或者将连接有压力传感器的导管插入并使之侵入到动脉
内来直接测量血管内的压力的有创性方法,而采用具有发光元件和光接收元件的光探头 12
来取得血管 8 的脉动波形而进行脉搏波测量的系统。

[0098] 血管脉搏波测量系统 10 构成为具备:

[0099] (a) 光探头电路 20 (或者 20A、20B),其包括光探头 12,所述光探头 12 安装于被测量者 6 的适于取得血管 8 的脉动的部位,所述光探头 电路用于:驱动构成光探头 12 的发光元件而使光辐射,通过光接收元件检测隔着皮肤而被血管反射的反射光;

[0100] (b) 放大器 30,其用于将来自光探头电路 20 (或 26) 的输出电压 V_{out} 放大;

[0101] (c) A/D 转换器 31,其用于将来自放大器 30 的输出电压 A/D 转换成数字数据;

[0102] (d) 装置控制器 50,其为包括内部存储器 50m 在内的例如数字计算机等控制装置,其具备:血管脉搏波测量处理模块 51、血压值校正处理模块 52 和睡眠状态判别处理模块 53,所述装置控制器 50 处理来自 A/D 转换器 31 的数字数据而产生血管脉搏次数数据,并对血管脉搏次数数据执行血压值校正处理 (图 19)、血管脉搏波测量处理 (图 20) 和睡眠状态判别处理 (图 21);以及

[0103] (e) 显示部 60,其例如显示器或打印机,其根据来自装置控制器 50 的输出数据而显示脉动波形显示 (移动平均处理后的脉动波形显示 61 和低通滤波处理后的脉动波形显示 62) 和各血管脉搏波测量值显示 (脉搏、最大血压值 P_{max} 和最小血压值 P_{min})。

[0104] 另外,来自于包括压力片传感器 35 和压力致动器 36 在内的光探头电路 10A (图 7A 和图 9A) 的输出电压 V_{out} 被输出到放大器 30,该压力片传感器的压力值数据被输出到装置控制器 50,从装置控制器 50 输出对压力致动器 36 的控制信号。此外,仅压力片传感器 36 的情况下 (图 7B),与装置控制器 50 连接。

[0105] 图 2 是示出图 1 中的反射型光探头 12 的结构的侧视图。光探头 12 构成为在电路基板 18 上安装有发光元件 14 和光接收元件 16 并配置于规定的保持部 13。保持部 13 为内置有电路基板 18、并且在表面突出地配置有发光元件 14 的光辐射部和光接收元件 16 的光检测部的部件,其由例如适当的塑料材料成形而成。作为发光元件 14,能够采用发光二极管 (Light Emission Diode:LED),例如采用红外 LED。此外,作为光接收元件 16,能够采用光电二极管或光电晶体管。

[0106] 优选将发光元件 14 和光接收元件 16 接近配置,但为了避免来自发光元件 14 的光直接进入光接收元件 16,优选进行在其间设置遮光壁等结构上的设计。或者,也可以在发光元件 14 和光接收元件 16 设置透镜而提高指向性。在图 2 的示例中,各设置有一个发光元件 14 和光接收元件 16,但也可以设置多个发光元件 14 和多个光接收元件 16。此外,也可以配置成用多个发光元件 14 围绕光接收元件 16 的周围。利用未图示的适当的绷带 (band)、胶带 (tape) 等将光探头 12 安装于被测量者 6 的适于检测血管 8 的脉搏的部位。在图 1 中示出了光探头 12 安装于手腕的桡骨动脉部 7 的情况,但除此以外也可以将光探头 12 安装于与腕的肘部的内侧对应的上腕动脉部、指尖、心脏的附近等部位。

[0107] 图 3 是示出图 1 中的光探头电路 20 的结构的电路图。光探头电路 20 由发光元件 14 对应的驱动电路和光接收元件 16 对应的检测电路构成,通过使来自检测电路的输出信

号直接输入到驱动电路,从而使其同步反馈而构成自激振荡电路。

[0108] 作为发光元件 14 对应的驱动电路,采用在电源电压 V_{cc} 与接地之间串联地连接发光元件 14 和驱动晶体管 24 而将驱动晶体管 24 的控制端子即基极作为规定的偏压条件的结构。在该结构中,当向驱动晶体管 24 的基极的输入信号为高电平时,驱动晶体管 24 接通,驱动电流流向发光元件 14。由此,发光元件 14 发光,隔着皮肤而朝向血管 8 辐射该光。此外,作为用于光接收元件 16 的检测电路,采用在正的电源电压 V_{cc} 与负电源电压 $-V_{cc}$ 之间串联地连接有负载电阻 22、晶体管 23 和光接收元件 16 的结构。在该结构中,光接收元件 14 隔着皮肤接收来自于被发光元件 14 的光照射的血管 8 的反射光,从而在光接收元件 16 产生光电流。该光电流的大小作为与流向负载电阻 22 的电流的大小对应的输出电压 V_{out} 的信号(输出电压信号)而被输出。另外,由于输出电压 V_{out} 的信号是自激振荡信号,因此是交流信号。

[0109] 如图 1 所示,来自于构成上述自激振荡电路的光探头电路 20 的输出电压信号借助于放大器 30 和 A/D 转换器 31 而被输出到装置控制器 50。这样,光从发光元件 14 辐射到血管 8(准确地说是填充有包括例如氧络血红蛋白在内的血液的血管的血管壁),光接收元件 16 接收来自血管 8 的反射光,在该情况下,作为没有受到从发光元件 14 直接入射到光接收元件 16 的光的影响的信号,来自于光探头电路 20 的输出电压信号根据光的传播距离(是指从发光元件 14 辐射的光到达光接收元件 16 为止的距离)而输出电压 V_{out} 发生变化,因此,当血管 8 由于脉动而发生变化时,输出电压 V_{out} 发生变化,即,输出电压 V_{out} 对应于脉动的变化而发生变化。

[0110] 在专利文献 1~3 等所述的现有技术中,由于无法得到大的输出电压的变化,因此将其频率变化转换成电压变化而检测出脉动的变化,但在本实施方式中,如图 3 所示,将光探头电路 20 内的检测电路的输出信号直接作为驱动电路的输入信号而使其同步反馈并自激振荡而产生自激振荡信号,并且如后面详述的那样,利用传感器控制器 25 进行控制并设定,使得输出电压 V_{out} (作为交流信号的自激振荡信号的振幅宽度(变化量))实质上成为最大,从而能够极其简单地得到脉动波形。

[0111] 图 4 是示出变形例的透射型光探头 12A 的结构概略图。也可以代替图 3 中的反射型光探头 12 而采用图 4 中的透射型光探头 12A。与图 3 中的反射型光探头 12 中的光的传播距离相比,透射光的传播距离变长,但同样地能够用来进行血管脉搏波测量。

[0112] 图 5A 是示出图 1 中的光探头电路 20 和放大器 30 的具体例的电路图。在图 5A 中,光探头 20 构成为具备发光元件 14 及其驱动电路、光接收元件 16 及其检测电路、和控制驱动电路和检测电路的动作点的传感器控制器 25。

[0113] 传感器控制器 25 是例如数字计算机等控制装置,其具备距离选择开关 26。距离选择开关 26 是用于设定初始值(具体而言是电阻 R_1 、 R_4 的初始值)的开关,所述初始值用于确定驱动电路和检测电路的动作点,传感器控制器 25 构成为能够选择例如“距离大”、“距离小”。这如参照图 10 至图 13 而在后面详述的那样,在这些附图所图示的电特性中,以具有输出电压的极值的规定的边界传播距离作为界线,而在其前后的区域中,作为与传播距离的变化对应的输出电压的变化(自激振荡信号的振幅),能够得到大的值,并能够得到脉搏波电压,因此能够扩大可测量的传播距离。即,“距离大”是以长于边界传播距离的传播距离进行血管脉搏波测量的情况,“距离小”是以短于边界传播距离的传播距离进行血管脉搏

波测量的情况。

[0114] 传感器控制器 25 根据图 18 中的光收发传感器控制处理而对电阻 R1、R4 设定规定的初始值后进行控制,使得改变电阻 R1、R4 的各电阻值而使光探头电路 20 的输出电压 V_{out} 实质上成为最大。此外,光探头电路 20 中的电容器 C4 设置成用于阻止直流,并且设置成用于确定由检测电路和驱动电路构成的包括同步反馈在内的自激振荡电路的自激振荡信号的频率特性,例如若设最大心跳频率为 240 次 / 分钟,则构成为插入截止频率为 4Hz 的低通滤波器。并且,放大器 30 如已知那样地构成为具备例如运算放大器。

[0115] 在上述的光探头电路 20 中,采用了来自光接收元件 16 的检测电路的输出电压 V_{out} 作为对发光元件 14 的驱动电路的驱动信号,但本发明不限于此,也可以采用输出电流等的电信号作为对发光元件 14 的驱动电路的驱动信号。

[0116] 图 5B 是示出图 5A 中的光探头电路 20 的变形例的电路图。在图 5 的光探头电路 20 中,只图示了一对发光元件 14 和光接收元件 16 的组,但优选的是,构成为具备边界传播距离(光接收元件 16 的输出集极电流实质上成为最大的传播距离)彼此不同的两对以上的发光元件 14 和光接收元件 16 的组并采用元件选择开关 27 来进行切换。这是因为,如参照图 10 至图 13 而在后面详述的那样,在上述边界传播距离附近,传播距离的变化对应的输出电压的变化变小,实质上无法得到作为自激振荡信号的脉搏波电压,因此具备两对以上的具有彼此不同的边界传播距离的光收发传感器,从而能够消除不能测量的传播距离。在图 5B 中,具备发光元件 14 和光接收元件 16 的第一光探头 12、以及发光元件 14a 和光接收元件 16a 的第二光探头 12a 这两对光收发传感器对,并且传感器控制器 25 还具备元件选择开关 27。构成为能够利用元件选择开关 17 选择例如“元件 1”、“元件 2”,在选择了“元件 1”时,传感器控制器 25 将开关 41、42 联动地切换到接点 a 侧,选择地使发光元件 14 和光接收元件 16 的第一光探头 12 动作,在选择了“元件 2”时,传感器控制器 25 将开关 41、42 联动地切换到接点 b 侧,选择地使发光元件 14a 和光接收元件 16a 的第二光探头 12a 动作。

[0117] 图 6 是示出图 1 中的光探头电路 20 的光收发传感器的安装例的主视图,图 6(a) 是示出将光探头电路 20 的光收发传感器安装于被测量者的手腕的桡骨动脉部 7 的一例的主视图,图 6(b) 是将光探头电路 20 的光收发传感器安装于被测量者的指尖 9 的一例的主视图。

[0118] 图 7A 是示出第一变形例的包括压力片传感器和光收发传感器在内的光探头电路 20A 的安装例的主视图,图 7B 为第二变形例,是示出将光探头电路 20 的光收发传感器安装于被测量者的指尖 9 并且将压力片传感器 35 安装于手腕的桡骨动脉部 7 的情况下的一例的主视图。即,既可以如图 7A 所示那样地将压力片传感器与光收发传感器一同内置于光探头电路 20A 中,又可以如图 7B 所示那样地分别设置压力片传感器和光收发传感器。这里,各压力片传感器,用于在进行图 20 中的血管脉搏波测量处理之前执行的图 19 的血压值校正处理中生成将电压值和血压值对应起来的转换式(或者转换表)。

[0119] 图 8A 是示出通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量的脉搏波电压值(例如放大器 30 的输出电压值)的最大电压值 V_{max} 和最小电压值 V_{min} 的图表。根据图 8A 可知,脉搏波电压值根据脉动的变化而周期性地发生变化,取最大电压值 V_{max} 和最小电压值 V_{min} ,将彼此相邻的两个最小电压值 V_{min} 之间的时间期间定义为时间期间 T_{int} 。

[0120] 图 8B 是示出与通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量的脉搏波电压值对应的血

压值的最大血压值 P_{max} 和最小血压值 P_{min} 的图表。根据图 8B 可知, 血压值根据脉动的变化而与图 8A 中的脉搏波电压值同样地周期性地发生变化, 取最大血压值 P_{max} 和最小血压值 P_{min} 。如参照图 8C 而说明的那样, 能够按通过图 19 的血压值校正处理而生成的转换式 (也可以是转换表) 进行图 8A 与图 8B 之间的转换。

[0121] 图 8C 是示出从通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量的脉搏波电压值向血压值的转换的图表。如已知的那样, 若被测量者不同, 则脉搏波电压值与血压值之间的相关关系不同, 因此需要预先按每个被测量者求出相关关系。此外, 即使是相同的被测量者, 有时也由于安静状态和运动状态等而脉搏波电压值与血压值之间的相关关系不同, 因此需要预先设定测量状态而分别求出相关关系。利用图 1 中的血管脉搏波测量系统得到的脉搏波电压值与血压值之间的相关关系按每个被测量者并与每个测量条件关联起来而按转换式 (或者转换表) 的形式被存储在装置控制器 50 的内部存储器 50m 中。图 8C 示出了根据被测量者而采用不同转换式 Q1、Q2 的情况。这样, 当进行从脉搏波电压值向血压值的转换时, 能够根据此而进行脉搏次数、最大血压 P_{max} 、最小血压 P_{min} 等血管脉搏波测量。

[0122] 图 9A 是示出图 7A 所图示的第一变形例的包括压力片传感器和光收发传感器在内的光探头电路 20A 的结构纵剖视图。在图 9A 中, 光探头电路 20A 设置成: 包括发光元件和光接收元件在内的光探头电路 20、检测对被测量者的血管 8 的压力的压力片传感器 35、和对被测量者的血管 8 施加压力的压力致动器 36 采用例如聚氨酯等填充材料 38 被设置在规定的壳体 37 内。这里, 优选的是, 设置成: 光探头电路 20 与压力片传感器 35 直接接触、并且压力片传感器 35 与压力致动器 36 直接接触。由此, 压力致动器 36 的应力在图的下侧方向 36a 相对于压力片传感器 35 的上部中央的按压部 35a 而言经由压力片传感器 35 被施加于光探头电路 20, 并且, 该应力从光探头电路 20 隔着被测量者的皮肤而被施加于血管 8。在例如图 19 的血压值校正处理中采用该光探头电路 20A。

[0123] 图 9B 为图 9A 的变形例, 是示出被验者等人用指尖按压的光探头电路 20B 的结构纵剖视图。代替图 9A 中的光探头电路 20A 的压力致动器 36 而通过被验者等人的指尖 9 在图的下侧方向 9a 从壳体 37 的上部中央部 37a 对压力片传感器 35 的上部中央的按压部 35a 施加应力。在例如图 19 的血压值校正处理的变形例中采用该光探头电路 20B。

[0124] 接下来, 下面对发现执行图 5 中的传感器控制器 25 的光收发传感器控制处理 (图 18) 的意义的实验结果进行说明。在下面的实验中使用的的光收发传感器是罗姆 (ROHM) 公司制造的 RPR-220 型反射型光传感器 (光反射器), 输出晶体管的集极电流实质上成为最大的边界传播距离是 6 ~ 7mm。另外, 虽然在附图中未示出, 但各种光收发传感器分别按用途具有边界传播距离, 在本实施方式中, 如上述那样, 优选的是, 为了消除进行血管脉搏波测量时不可能的传播距离而具备多对光收发传感器。

[0125] 图 10 是示出在图 5 的光探头电路 20 中电源电压 $V_{cc} = 15V$ 且电阻 $R1 = 18k\Omega$ 时、并且改变电阻 $R4$ 时的光的传播距离对应的输出电压的图表。根据图 10 可知, 在传播距离为接近 6mm 时, 输出电压曲线的倾斜变小, 相对于传播距离的变化小, 因此, 可以说, 即使血管壁变动, 输出电压的变化也小。特别是, 在电阻 $R4 = 200\Omega$ 时, 输出电压的倾斜几乎为零, 可以认为无法得到脉搏波信号的变化。这是不能进行上述的血管脉搏波测量的传播距离。为了克服该问题, 能够采用边界传播距离不同的光收发传感器来消除不能进行该血管脉搏波测量的传播距离。

[0126] 可以认为,在光探头 12 的安装位置为指尖的情况下,若在成为大约 0mm ~ 2mm 程度、并且边界传播距离 (6mm) 的左侧的输出电压曲线的区域使之动作,则能够得到脉搏波信号的变化。另一方面,可以认为,在光探头 12 的安装位置为手腕的桡骨动脉部的情况下,若在成为大约 1mm ~ 3mm 程度、并且与该输出电压曲线的极小值对应的边界传播距离 (6mm) 的右侧的输出电压曲线的区域使之动作,则能够得到脉搏波信号的变化。因此,能够设定前者作为“距离小”的动作点的初始值,并设定后者作为“距离大”的动作点的初始值。此外,可以认为,通过改变电阻 R4,从而能够增大输出电压曲线的倾斜,并能够得到更大的脉搏波信号的变化。

[0127] 下面,参照图 10 的具体例对动作点的初始值的设定进行说明。在设电阻 R4 = 250 Ω 时,若在“距离小”的区域的传播距离 = 4mm 的动作点 P1 使之动作,则能够得到规定的阈值以上的倾斜角度 θ_1 ,在设定其作为动作点的初始值后,传感器控制器 25 控制使电阻 R1、R4 的电阻值改变,以使得能够实质上得到最大的输出电压值 V_{out} ,从而能够得到更大的脉搏波信号。此外,在电阻 R4 = 250 Ω 时,若在“距离大”的区域的传播距离 = 10mm 的动作点 P2 使之动作,则能够得到规定的阈值以上的倾斜角度 θ_2 ,在设定其作为动作点的初始值后,传感器控制器 25 通过控制使电阻 R1、R4 的电阻值改变,以使得能够实质上得到最大的输出电压值 V_{out} (自激振荡信号),从而能够得到更大的脉搏波信号。

[0128] 另外,在本实施方式中,由例如电阻 R4 的电阻值来确定驱动电路的动作点,按例如电阻 R1 的电阻值来确定检测电路的动作点,能够通过确定这些驱动电路的动作点和驱动电路的动作点来确定图 10 中的电特性的动作点 (例如 P1、P2)。

[0129] 图 11 是示出在图 5 的光探头电路 20 中电源电压 $V_{cc} = 15V$ 且电阻 R4 = 200 Ω 时、且改变电阻 R1 时,光的传播距离对应的输出电压的图表。图 11 的输出电压曲线也能够得到与图 10 同样的输出电压曲线,能够进行“距离大”、“距离小”的动作点的初始值的设定、以及由电阻 R1 的变化而引起的输出电压曲线的倾斜的控制及其最大化的设定。

[0130] 图 12 是示出在图 5 的光探头电路 20 中电源电压 $V_{cc} = 5V$ 且电阻 R4 = 200 Ω 时、并且改变电阻 R1 时,光的传播距离对应的输出电压的图表。除了在电阻 R1 = 15k Ω 和 20k Ω 时的更长的距离范围内的饱和状态之外,图 12 的输出电压曲线能够得到与图 11 同样的输出电压曲线,能够进行“距离大”、“距离小”的动作点的初始值的设定、以及由电阻 R1 的变化而引起的输出电压曲线的倾斜的控制及其最大化的设定。

[0131] 图 13 是示出在图 5 的光探头电路 20 中电源电压 $V_{cc} = 30V$ 且电阻 R4 = 200 Ω 时、并且改变电阻 R1 时,光的传播距离对应的输出电压的图表。除了在电阻 R1 = 40k Ω 时的更长的距离范围的倾斜为零的状态之外,图 13 的输出电压曲线能够得到与图 11 同样的输出电压曲线,能够进行“距离大”、“距离小”的动作点的初始值的设定、以及由电阻 R1 的变化而引起的输出电压曲线的倾斜的控制及其最大化的设定。

[0132] 另外,虽然未示出图表,但在将光探头 12 的发光元件和光接收元件更换为另外的元件对的情况下,能够使边界传播距离不同,由此,能够使上述所谓的“距离大”、“距离小”的距离范围不同。即,能够利用元件选择开关 27 来选择距离范围的选择设定。

[0133] 如以上说明的那样,传感器控制器 25 具备距离选择开关 26,并且 优选具备元件选择开关 27,能够利用距离选择开关 26 来选择例如“距离大”、“距离小”,以便设定初始值 (具体而言是电阻 R1、R4 的初始值),所述初始值确定包括驱动电路和检测电路在内的光探

头电路 20 的动作点,能够利用元件选择开关 27 选择例如“元件 1”、“元件 2”。传感器控制器 25 按照图 18 中的光收发传感器控制处理进行控制,使得在对电阻 R1、R4 设定规定的初始值(是指根据与预先测量的传播距离对应的输出电压特性而确定的最适合的动作点所对应的值)后,改变电阻 R1、R4 的各电阻值,使得光探头电路 20 的输出电压 V_{out} 实质上成为最大。

[0134] 图 14 是将通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量的脉动波形转换成血压波形而示出的图表。根据图 14 可知,通过将输出电压波形转换成血压波形,从而能够得到图 14 中的脉搏波波形的显示。

[0135] 图 15 是示出在图 1 的血管脉搏波测量系统中采用移动平均法来处理脉动波形的动作的图表。在图 15 中,是示出根据利用血管脉搏波测量系统得到的脉搏波电压的原始数据采用移动平均法而生成顺畅的脉动波形的情况的图。在图 15(a) 中,横轴为时间,纵轴为脉搏波电压,示出了各抽样时间的脉搏波电压的变化的情况。在图 15(b) 中,横轴为时间,其原点位置等与图 15(a) 一致。纵轴是图 15(a) 的各抽样时间的数据的移动平均值 b 。移动平均值是针对例如五个数据而进行平均的值。在该情况下,若设抽样时间 i 时的脉搏波电压的原始数据为 a_i ,则能够采用下式来计算抽样时间 i 时的移动平均值 b_i 。

[0136] [算式 1]

$$[0137] \quad b = (a_{i-4} + a_{i-3} + a_{i-2} + a_{i-1} + a_i) / 5$$

[0138] 即,由于一旦得到抽样数据 a_i 就立即能够计算出移动平均值 b_i ,因此能够进行实时处理。另外,用于移动平均的数据数也可以不是 5。

[0139] 图 16(a) 是通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量的某被测量者清醒时的各种信号波形的一例的图表,图 16(b) 是通过图 1 中的血管脉搏波测量系统测量的某被测量者无呼吸时的各种信号波形的一例的图表。

[0140] 在图 16(a) 中,清醒时的各测量波形如下:

[0141] (a) R-EOG A1:是利用已知的眼球电图仪测量的眼球电波形。

[0142] (b) Chin-Ref:是利用已知的颌运动测量器测量的颌的移位置。

[0143] (c) 心电图:是利用已知的心电图仪测量的心电波形。

[0144] (d) 肌电图:是利用已知的肌电图仪测量的肌电波形。

[0145] (e) 鼾:是利用小型扩音器测量的鼾声。

[0146] (f) 呼吸波形:是压敏传感器检测被测量者的随着呼吸而产生的身体下的压力变化,并测量呼吸波形时的呼吸波形。

[0147] (g) SpO2:是利用已知的脉冲量氧计(pulse oximeter)测量的血中氧饱和度。

[0148] (h) 本系统:是利用本实施方式的血管脉搏波测量系统测量的脉搏波波形。

[0149] 在图 16(b) 中,无呼吸时的各测量波形如下:

[0150] (a) R-EOG A1:是利用已知的眼球电图仪测量的眼球电波形。

[0151] (b) Chin-Ref:是利用已知的颌运动测量器测量的颌的移位置。

[0152] (c) 心电图:是利用已知的心电图仪测量的心电波形。

[0153] (d) 肌电图:是利用已知的肌电图仪测量的肌电波形。

[0154] (e) 鼾:是利用小型扩音器测量的鼾声。

[0155] (f) 呼吸温度传感器:是利用设置在嘴边的温度传感器测量的呼吸温度。

[0156] (g) 呼吸压 :是压敏传感器检测被测量者的随着呼吸而产生的身体下的压力变化,并测量呼吸波形时的呼吸压波形。

[0157] (h) 胸廓变动 :是利用测量被测量者的胸廓变化的应力传感器测量的胸廓变动量。

[0158] (i) 腹部变动 :是利用测量被测量者的腹部变化的应力传感器测量的腹部变动量。

[0159] (j) SpO₂ :是利用已知的脉冲量氧计测量的血中氧饱和度。

[0160] (k) 本系统 :是利用本实施方式的血管脉搏波测量系统测量的脉搏波波形。

[0161] 在本实施方式的血管脉搏波测量系统测量的图 16 的数据中,包括利用以往的测量装置未能了解的许多信息。在图 16(a) 中,是在正常雷姆(REM)睡眠中,但在该记录 120 秒期间有两次清醒反应,该两次均在 清醒反应开始的同时脉压稍稍上升,之后示出急剧的下降。可观察到由于清醒反应而引起的交感神经活动上升和抹消的血管阻力的暂时性上升、之后反射性的血管扩张引起的脉压降低,可以认为,在正常睡眠中脉压的变化与脑波上的清醒反应同步。这可以认为,利用不测量脑波的小型的血管脉搏波测量系统能够评价睡眠。

[0162] 根据图 16(b) 可知,在典型性的无呼吸、呼吸困难~清醒反应、喘息这一连串中,可看到与无呼吸中的呼吸困难同步的小的周期的变动(可以认为,由于变动小,因此需要根据实际测量常数来进行频率分析),与此同时脉压逐渐上升直至无呼吸完毕为止。之后,在清醒反应、恢复呼吸~喘息的同时脉压急剧下降。或许该患者白天安静时的血压在该下降后为稳定的水平,无呼吸中的血压上升是由于无呼吸而导致的交感神经活动的过于上升而引起的,过去,在本发明人的调查中,还有峰值为收缩期血压 228 这样的患者。因此,可以认为,能够评价在无呼吸综合症患者的情况下合并频度成为问题的、与循环系统疾患出现病症相关的睡眠中的特殊的循环动态。

[0163] 根据图 16(a) 和图 16(b) 的脉搏波波形的图表可知,雷姆清醒时,与无呼吸时相比,最大血压值 P_{max} 缓慢地上升后下降,反复这样。此外,可了解到,在无呼吸时,与雷姆清醒时相比,最大血压值 P_{max} 快速上升后下降,重复这样。

[0164] 图 17(a) 是将清醒时的最大血压值 P_{max} 的变化模式化而示出的图,图 17(b) 是将无呼吸时的最大血压值 P_{max} 的变化模式化而示出的图。从图 17(a) 和图 17(b) 的最大血压值 P_{max} 的模式图可知,与无呼吸时的最大血压值 P_{max} 的变化周期 T_{ar} 相比,雷姆清醒时的最大血压值 P_{max} 的变化周期 T_{ar} 较长,从原点 S 看,与无呼吸时的最大血压值 P_{max} 的上升倾斜角度 α_{ar} 相比,雷姆清醒时的最大血压值 P_{max} 的上升倾斜角度 α_{ar} 较小。根据这些见解和治疗效验而制作了图 21 中的睡眠异常判别处理的流程图。

[0165] 图 18 是示出通过图 5 中的传感器控制器 25 执行的光收发传感器控制处理的流程图。在该光收发传感器控制处理中,对包括图 5 中的实施方式变形例的图 5B 的情况进行说明。

[0166] 在图 18 中,首先,在步骤 S1 中判断选择开关 26、27 的设定值是否是“距离大”“元件 1”,为“是”时,进入到步骤 S4,另一方面,为“否”时,进入到步骤 S2。接着,在步骤 S2 中判断选择开关 26、27 的设定值是否是“距离小”“元件 1”,为“是”时,进入到步骤 S5,另一方面,为“否”时,进入到步骤 S3。并且,在步骤 S3 中判断选择开关 26、27 的设定值是否是

“距离大”“元件 2”，为“是”时，进入到步骤 S6，另一方面，为“否”时，进入到步骤 S7。

[0167] 在步骤 S4 中，设定“距离大”“元件 1”时的最适合的动作点的初始值即电阻 R1、R4 的电阻值 R1int1、R4int1 分别作为电阻 R1、R4 的电阻值并进入到步骤 S8。在步骤 S5 中，设定为“距离小”“元件 1”时的最适合的动作点的初始值即电阻 R1、R4 的电阻值 R1int2、R4int2 分别作为电阻 R1、R4 的电阻值并进入到步骤 S8。在步骤 S6 中，设定为“距离大”“元件 2”时的最适合的动作点的初始值即电阻 R1、R4 的电阻值 R1int3、R4int3 分别作为电阻 R1、R4 的电阻值并进入到步骤 S8。在步骤 S7 中，设定为“距离小”“元件 2”时的最适合的动作点的初始值即电阻 R1、R4 的电阻值 R1int4、R4int4 分别作为电阻 R1、R4 的电阻值并进入到步骤 S8。并且，在步骤 S8 中固定电阻 R1 的电阻值而使电阻 R4 的电阻值改变，使得输出电压 Vout 实质上成为最大，接着，在步骤 S9 中固定电阻 R4 的电阻值而使电阻 R1 的电阻值改变，使得输出电压 Vout 实质上成为最大，结束该处理。

[0168] 另外，根据预先测量的图 10 等的电特性预先确定上述各动作点的初始值即电阻 R1、R4 的电阻值 R1int1 ~ R1int4、R4int1 ~ R4int4 并将其存储于内部存储器 50m 中。

[0169] 在上述的图 18 的处理中，在将检测电路和驱动电路的双方的动作点分别设定成规定的初始值后，控制检测电路和驱动电路的双方的动作点，使得输出电压 Vout 实质上成为最大，但本发明不限于此，也可以在将检测电路和驱动电路的双方的动作点分别设定成规定的初始值后控制检测电路和驱动电路中的至少一方的动作点，使得输出电压 Vout 实质上成为最大。

[0170] 图 19 是示出采用与现有技术的套压迫法同样的原理通过图 1 中的装置控制器 50 的血压值校正处理模块 52 执行的用于校正最大血压值和最小血压值的血压值校正处理的流程图。

[0171] 在图 19 中，首先，在步骤 S11 中采用光收发传感器来检测脉搏波信号，运算脉搏波信号的时间上彼此相邻的两个最小电压值的时间期间 Tint（参照图 8A），在步骤 S12 中判断时间期间 Tint 是否在规定的阈值范围内（即，判断是否检测出脉搏波信号），为“是”时，进入到步骤 S13，另一方面，为“否”时，返回到步骤 S11。这里，时间期间 Tint 的规定的阈值范围是否为检测到脉搏波信号的判断范围，上述阈值范围作为经验值为例如 $0.2 \text{ 秒} \leq Tint \leq 2 \text{ 秒}$ 。若时间期间 Tint 在该阈值范围内，则判断为检测出脉搏波。在步骤 S13 中，判断为检测出被测量者 6 的脉搏波，将增加规定的差分压力的压力上升指令输出到压力致动器 36。并且，在步骤 S14 中，判断时间期间 Tint 是否在规定的阈值范围内（即，判断是否检测出脉搏波信号），为“否”时，进入到步骤 S15，另一方面，为“是”时，返回到步骤 S13。

[0172] 在步骤 S15 中，判断为未检测出被测量者 6 的脉搏波，将先于未检测出的抽样时间的前一个抽样时间之前的脉搏波信号的一个周期期间的最大电压值作为最大血压值电压而存储到内部存储器 50m 中，并且将压力片传感器 35 的检测压力值作为最大血压值而存储到内部存储器 50m 中。并且，在步骤 S16 中，将减少规定的差分压力的压力下降指令输出到压力致动器 36。接着，在步骤 S17 中，判断时间期间 Tint 是否在规定的阈值范围内（即，判断是否检测出脉搏波信号），在为“是”时，进入到步骤 S18，另一方面，在为“否”时，进入到步骤 S16。在步骤 S18 中，判断为检测出被测量者 6 的脉搏波，从检测出的抽样时间起将紧接其后的脉搏波信号的一个周期期间的最小电压值作为最小血压值电压而存储到内

部存储器 50m 中,并且将压力片传感器 35 的检测压力值作为最小血压值而存储到内部存储器 50m 中。此外,在步骤 S19 中,根据存储于内部存储器 50m 中的最大血压值电压和与之对应的最大血压值和最小血压值电压及与之对应的最小血压值,如参照图 8C 而进行说明的那样采用直线近似法来生成示出从电压值向血压值转换的转换式(或者血压转换表)并将其存储到内部存储器 50m 中,结束该处理。

[0173] 采用例如图 9A 中的光探头电路 20A 来执行图 19 中的血压值校正处理,但本发明不限于此,也可以采用图 9B 中的光探头电路 20B 来执行。在该情况下,在步骤 S13 中,判断为检测出被测量者 6 的脉搏波,不采用压力致动器 36,将对被验者等人指示用指尖 9 按压光探头电路 20B 的上部(隔着该上部而按压压力片传感器 35 的按压部)的消息显示于 LCD 显示部(未图示)等。此时,人用指尖 9 进行按压。此外,在步骤 S16 中,判断为未检测出被测量者 6 的脉搏波,不采用压力致动器 36,将对被验者等人指示缓缓地降低指尖 9 中的上述应力的消息显示于 LCD 显示部(未图示)等。此时,人放松指尖 9 的按压。这样,能够代替压力致动器 36 而由被测量者等人的指尖 9 代用。

[0174] 通过采用以上说明的图 9A 和图 9B 中的光探头电路 20A 或 20B 和图 19 或其变形例的血压值校正处理,从而,根据该血管脉搏波测量系统,与现有技术相比为极简单的校正并且能够高精度地进行校正,以便将血管脉搏波信号的血压值电压转换成血压值。

[0175] 图 20 是示出通过图 1 中的装置控制器 50 的血管脉搏波测量处理模块 51 执行的血管脉搏波测量的流程图。

[0176] 在图 20 中,在步骤 S21 中将例如最近的五个周期的脉搏波波形数据(是指来自 A/D 转换器 31 的电压值数据)存储于缓存中,在步骤 S22 中判断脉搏波波形数据的数据值是否在运算范围以内,在为“是”时,进入到步骤 S23,另一方面,在为“否”时,返回到步骤 S21。在步骤 S23 中,对上述五个周期的脉搏波波形数据执行用于除去高频噪声的低通滤波处理,在步骤 S24 中,对低通滤波处理后的脉动波形数据执行移动平均处理,所述移动平均处理采用了参照图 15 而说明的移动平均法,并且,在步骤 S25 中,执行基于采用了转换式的从电压值向血压值的转换的血压测量处理。并且,在步骤 S26 中,采用转换后的血压值来制作脉搏波显示数据,并将脉搏波(实时)显示于显示部 60,运算脉搏和最大血压值及最小血压值并将其显示于显示部 60。在步骤 S27 中,判断测量是否完毕,在为“是”时,结束该处理,另一方面,在为“否”时,返回到步骤 S21。

[0177] 图 21 是示出通过图 1 中的装置控制器 50 的睡眠异常判别处理模块 53 执行的睡眠异常判别处理的流程图。

[0178] 在图 21 中,在步骤 S31 中将例如最近的 21 个周期的脉搏波波形数据存储到缓存中,在步骤 S32 中采用根据被存储的 21 个周期的脉搏波波形数据而进行了上述转换的最大血压值和最小血压值,运算 21 个周期的最大血压值 $P_{\max}(1) \sim P_{\max}(21)$ 和 21 个周期的最小血压值 $P_{\min}(1) \sim P_{\min}(21)$,将时刻 $t(1) \sim t(21)$ 存储到缓存中。然后,在步骤 S33 中,对 21 个周期 ($n = 1, 2, \dots, 21$) 运算以下的参数。

[0179] [算式 2]

[0180] 最大血压值 P_{\max} 的相对于时间的斜度(20 个周期的期间)

[0181] $P' = (P_{\max}(21) - P_{\max}(1)) / (t(21) - t(1))$

[0182] [算式 3]

[0183] $P_{\max ave} = \text{平均值}(P_{\max}(1) \sim P_{\max}(20))$

[0184] [算式 4]

[0185] 脉压 $P_p = P_{\max}(20) - P_{\min}(20)$

[0186] 接下来,在步骤 S34 中,判断 $P_{\max}(21)$ 是否相对于 $P_{\max ave}$ 而减少 20%以上(下面,称为条件 1),在为“是”时,进入到步骤 S35,另一方面,在为“否”时,返回到步骤 S31。然后,在步骤 S35 中,判断脉压 P_p 是否相对于平均值 $P_{\max ave}$ 而减少 20%以上(下面,称为条件 2),在为“是”时,进入到步骤 S36,另一方面,在为“否”时,返回到步骤 S31。并且,在步骤 S36 中,对三个周期分别按每个周期移动而执行步骤 S21 ~ S25,进行条件 1 和条件 2 的判定,判断是否连续三个周期以上得到满足,在为“是”时,进入到步骤 S37,另一方面,在为“否”时,返回到步骤 S31。在步骤 S37 中,判断是否是斜度 $P' > P'_{th}$ (为规定的阈值,是用于识别图 17 中的倾斜角度 α_{ar} 和倾斜角度 α_{sa} 的阈值),在为“是”时,进入到步骤 S38,另一方面,在为“否”时,进入到步骤 S39。在步骤 S38 中,判断被测量者为“无呼吸状态”并显示于显示部 60,进入到步骤 S40。另一方面,在步骤 S39 中,判断被测量者为“清醒状态”并显示于显示部 60,进入到步骤 S40。在步骤 S40 中,判断测量是否完毕,在为“是”时,结束该处理,另一方面,在为“否”时,返回到步骤 S31。

[0187] 在图 21 的处理中,处理数据数及判断分支等的“20 个周期”、“21 个周期”、“20%”、“3 个周期”等为一例,本发明不限于此。例如,“20%”为用于进行判断的规定的阈值比例。

[0188] 在以上的实施方式中,既可以利用软件实现上述的各处理,又可以利用硬件电路实现它们的一部分。

[0189] 在以上的实施方式中,通过套压迫法进行最大血压值和最小血压值的校正,但本发明不限于此,也可以采用其它校正方法。

[0190] 现有技术与本发明的区别

[0191] 本发明的血管脉搏波测量法为基于与现有技术的容积振动法(例如,参照专利文献 5)及采用超声波的方法(例如,参照专利文献 6、非专利文献 1)等完全不同的原理的测量方法,换言之,为称为“直接反馈最大化法”的非侵入式的测量方法。本发明人单独地测量例如图 10 ~ 图 13 中图示的传播距离对应的输出电压的电特性,采用该电特性具有如下的特有的作用效果:如在图 16(a) 和 (b) 中示出的血管脉搏波那样,不仅能够测量血管脉搏波的振动,还能够测量通过现有技术的非侵入性测量方法无法获得的清醒反应引起的交感神经活动上升和抹消的血管阻力的暂时性上升、之后反射性的血管扩张而引起的脉压降低、以及无呼吸引起的交感神经活动的过于上升等血压值的基线(电压信号 DC 电平)的变化。

[0192] 在非专利文献 1 中,对动脉系统内的血管脉搏波的强度(Wave Intensity)的超声波测量进行了说明,在该图 2.44 中,示出了在人的总颈动脉中,通过超声波回声跟踪法测量的血管径变化波形和通过导管前端压力计测量的血管波形,不能说两者的关系在整个一个心跳周期中完全相似,但在实用上足够的精度上能够视为相似。特别是,在定义血管脉搏波的强度(Wave Intensity)的射出期中几乎完全相似。通过本发明的血管脉搏波测量法也能够采用光的振荡信号而得到血管直径变化波形(血管脉搏波)。

[0193] 产业上的可利用性

[0194] 如以上详述的那样,本发明的血管脉搏波测量系统能够应用于采用血管的脉动波

形来进行血压的测量等、对在血管中流动的血液的状态进行测量。具体而言如下：

[0195] 根据本发明的血管脉搏波测量系统，具备：测量单元，其将上述电信号作为上述驱动信号而直接地同步反馈到上述驱动电路，从而从上述检测电路产生自激振荡信号，测量该自激振荡信号作为血管脉搏波信号；以及控制单元，其控制上述检测电路和上述驱动电路中的至少一方的动作点，使得上述自激振荡信号的电平实质上成为最大。这里，优选的是，分别根据上述驱动电路和检测电路的各元件值来确定上述光探头电路中的驱动电路和检测电路的各动作点，通过该确定来确定电特性中的动作点，所述电特性示出了从上述发光元件辐射的光到达上述光接收元件为止的光的传播距离对应的上述电信号的电平，在将上述检测电路和上述驱动电路的各动作点分别设定成规定的动作点初始值后，上述控制单元控制上述检测电路和上述驱动电路中的至少一方的动作点，使得上述自激振荡信号的电平实质上成为最大，从而控制上述电特性中的动作点。因此，即使在光从发光元件到光接收元件为止的传播距离不同的情况下，与现有技术相比也能够通过简单的结构获得脉动波形数据，并能够进行血管脉搏波测量。

[0196] 此外，在上述血管脉搏波测量系统中，关于上述电特征中的上述电信号的电平，在规定的边界传播距离具有规定的极值，上述控制单元使上述检测电路和上述驱动电路在比上述边界传播距离短的第一传播距离范围和比上述边界传播距离长的第二传播距离范围中的至少一个范围中动作。这里，上述控制单元具备：存储单元，其预先存储与上述第一传播距离范围中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值，并预先存储与上述第二传播距离范围中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值，以及第一开关单元，其选择上述第一传播距离范围的动作点初始值和上述第二传播距离范围的动作点初始值中的一方，上述控制单元采用与通过上述第一开关单元选择的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值来分别设定上述检测电路和上述驱动电路的各动作点。因此，通过着眼于上述边界传播距离而选择性地切换上述动作点，从而即使在光从发光元件到光接收元件为止的传播距离不同的情况下，与现有技术相比也能够通过简单的结构获得脉动波形数据，并能够进行血管脉搏波测量。

[0197] 并且，在上述血管脉搏波测量系统中，上述光探头电路具备彼此具有不同的边界传播距离的多对发光元件和光接收元件，上述存储单元与上述各对对应地预先存储与上述电特性中的规定的动作点初始值对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值，上述控制单元具备第二开关单元，所述第二开关单元选择上述多个对中的一个对，上述控制单元采用与通过上述第二开关单元选择出的发光元件和光接收元件对所对应的上述检测电路和驱动电路的各动作点初始值，来分别设定上述检测电路和上述驱动电路的各动作点。因此，通过着眼于几乎无法得到脉动波形数据的边界传播距离而选择性地切换上述动作点，从而即使在光从发光元件到光接收元件为止的传播距离不同的情况下，与现有技术相比也能够通过简单的结构获得脉动波形数据，并能够进行血管脉搏波测量。

[0198] 并且，在上述血管脉搏波测量系统中，上述测量单元根据上述测量出的规定周期的血管脉搏波信号来运算包括最大血压值相对于时间的斜度、最大血压值的平均值、和最大血压值与最小血压值的差即脉压在内的多个判断参数，根据该多个判断参数来判断被测量者是清醒状态还是无呼吸状态。这里，优选的是，在连续规定周期地发生规定时刻的最大

血压值相对于上述最大血压值的平均值而言减少规定的第二阈值比例以上、并且上述脉压相对于上述最大血压值的平均值而言减少规定的第二阈值比例以上时,在上述最大血压值相对于时间的斜度超过规定的阈值时,上述测量单元判断为被测量者是清醒状态,另一方面,在为上述阈值以下时,上述测量单元判断为是无呼吸状态。因此,采用上述血管脉搏波测量系统,与现有技术相比,能够通过简单的结构并且高精度地检测出无呼吸状态等呼吸异常。

[0199] 并且,上述测量单元还具备在与上述光探头电路上的按压部之间设置的压力片传感器,上述测量单元还具备校正单元,其进行校正,使得在测量上述血管脉搏波信号时,在通过压力致动器或人对上述按压部的按压而对上述血管上的光探头电路施加应力后不再测量上述血管脉搏波信号时,存储刚刚之前的血管脉搏波信号的电压值作为最大血压值电压,存储上述压力片传感器的检测压力值作为最大血压值,接着,在减轻上述按压而测量上述血管脉搏波信号时,存储紧接着的血管脉搏波信号的电压值作为最小血压值电压,存储上述压力片传感器的检测压力值作为最小血压值,基于上述被存储的最大血压值电压和与之对应的最大血压值、以及上述被存储的最小血压值电压和与之对应的最小血压值,来生成表示从血压值电压向血压值转换的转换式,从而使用该转换式将上述血管脉搏波信号的血压值电压转换成血压值。因此,根据上述血管脉搏波测量系统,与现有技术相比通过极简单的校正并且能够高精度地校正将血管脉搏波信号的血压值电压转换成血压值。

[0200] 符号说明

[0201] 6 :被测量者 ;

[0202] 7 :桡骨动脉部 ;

[0203] 8 :血管 ;

[0204] 9 :指尖 ;

[0205] 9a、36a :应力的方向 ;

[0206] 10 :血管脉搏波测量系统 ;

[0207] 12、12a、12A :光探头 ;

[0208] 13 :保持部 ;

[0209] 14、14a :发光元件 ;

[0210] 16、16a :光接收元件 ;

[0211] 18 :电路基板 ;

[0212] 20、20A、20B :光探头电路 ;

[0213] 22 :负载电阻 ;

[0214] 24 :驱动晶体管 ;

[0215] 25 :传感器控制器 ;

[0216] 26 :距离选择开关 ;

[0217] 27 :元件选择开关 ;

[0218] 30 :放大器 ;

[0219] 31 :A/D 转换器 ;

[0220] 32 :运算放大器 ;

[0221] 35 :压力片传感器 ;

- [0222] 36 :压力致动器 ;
- [0223] 37 :壳体 ;
- [0224] 38 :填充材料 ;
- [0225] 41、42 :开关 ;
- [0226] 50 :装置控制器 ;
- [0227] 50m :内部存储器 ;
- [0228] 51 :血管脉搏波测量处理模块 ;
- [0229] 52 :血压值校正处理模块 ;
- [0230] 53 :睡眠状态判别处理模块 ;
- [0231] 60 :显示部 ;
- [0232] 61、62 :脉动波形显示 ;
- [0233] 63 :血管脉搏波测量值显示 ;
- [0234] T1 :输出端子。

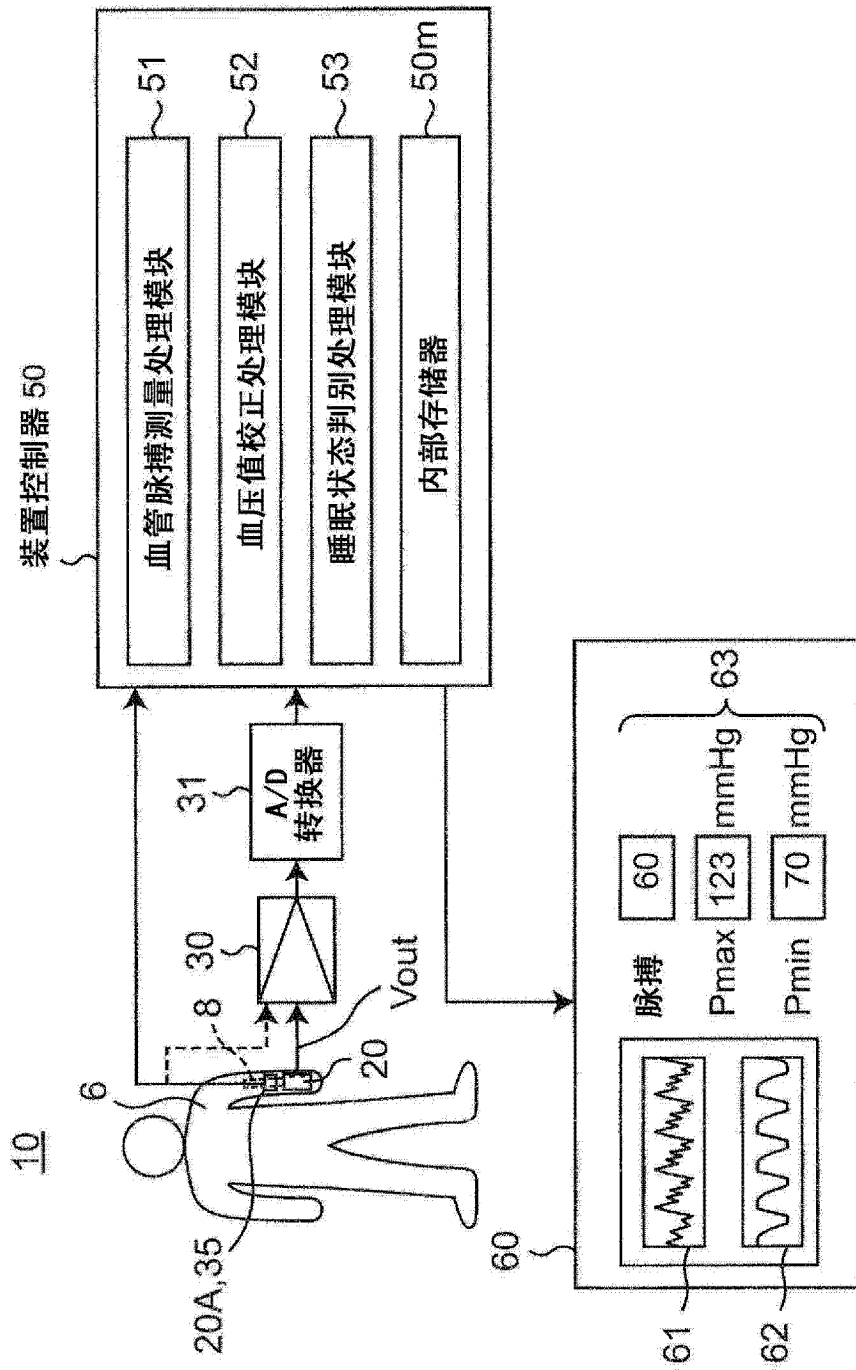


图 1

12

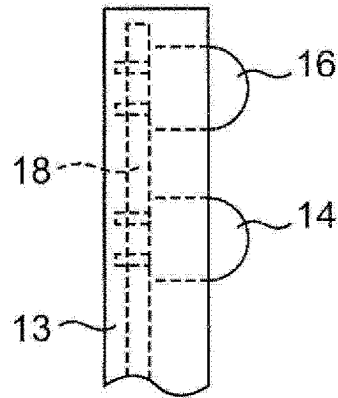


图 2

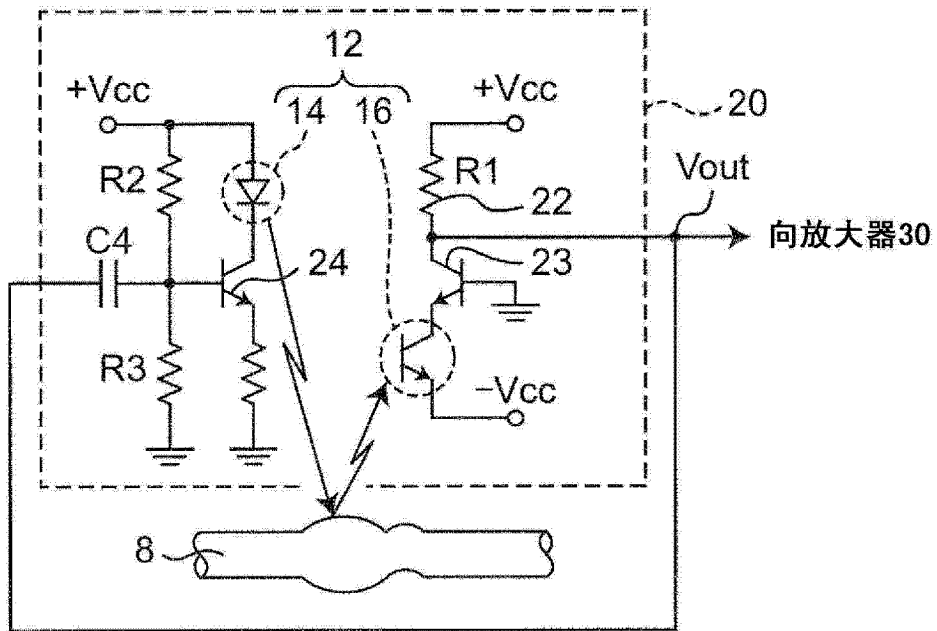


图 3

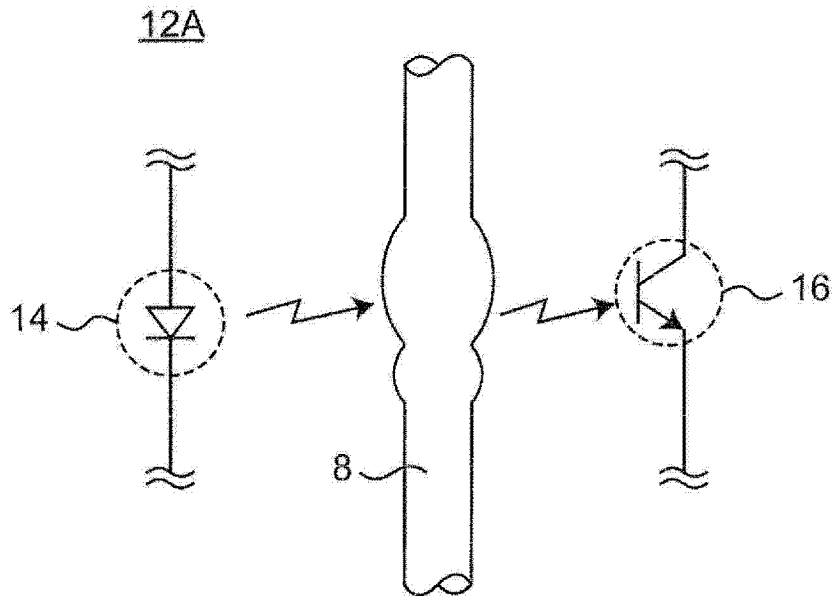


图 4

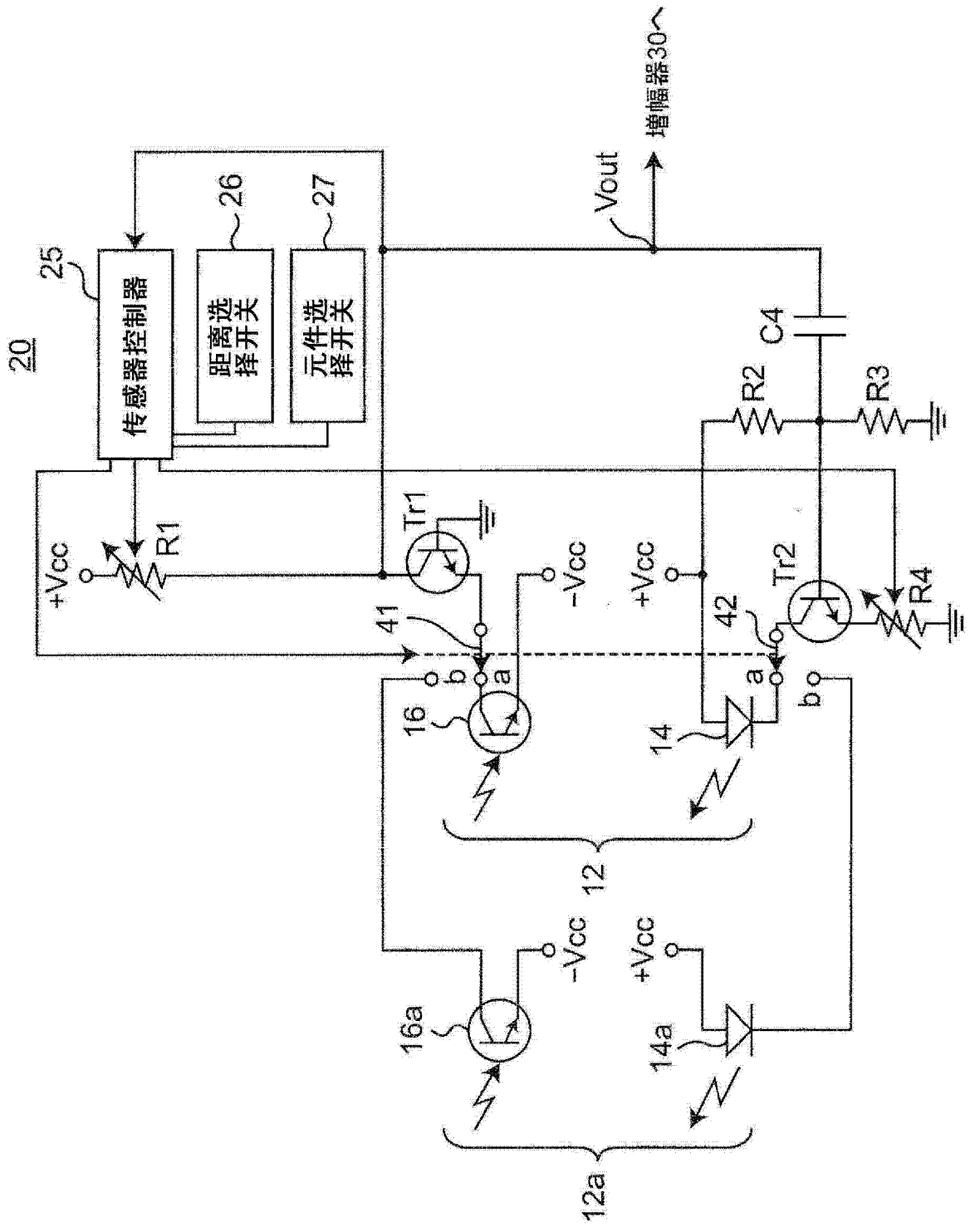


图 5B

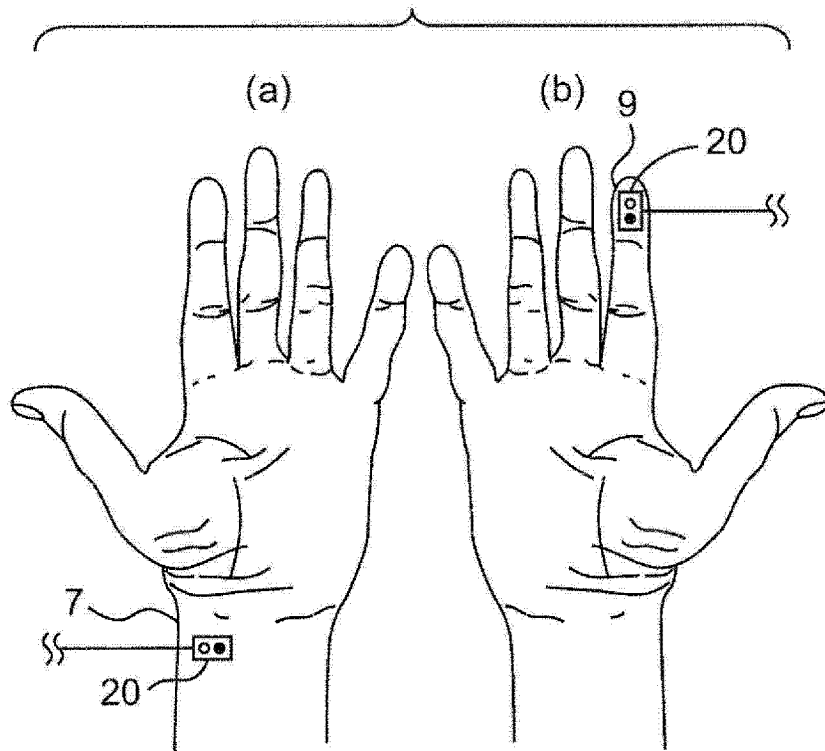


图 6

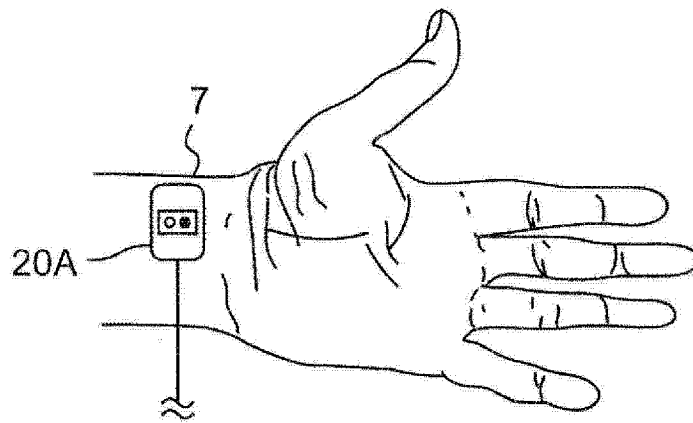


图 7A

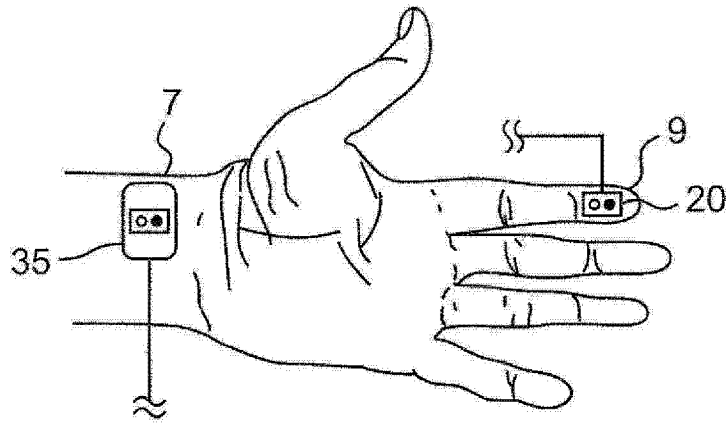


图 7B

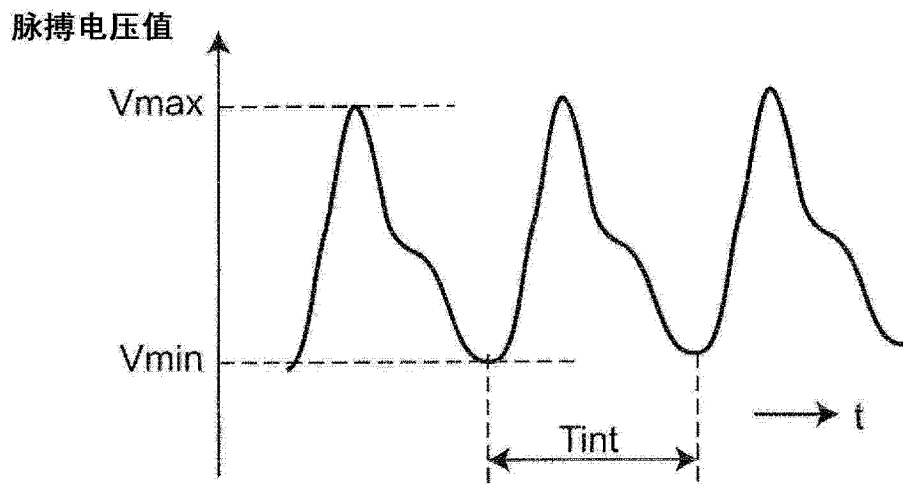


图 8A

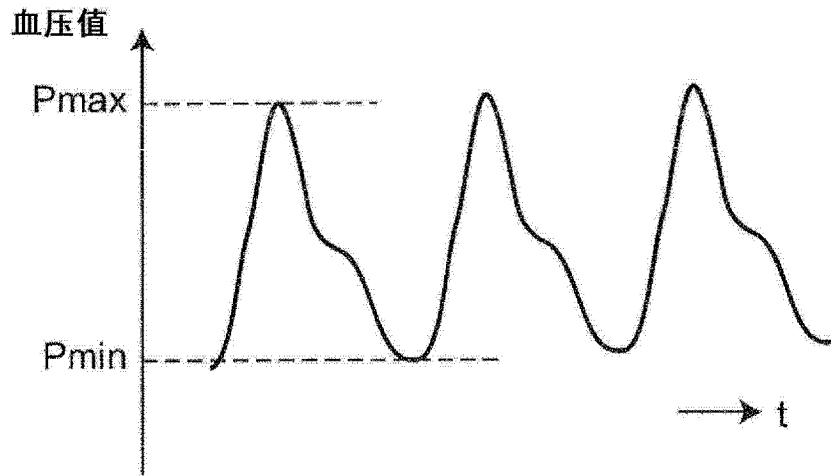


图 8B

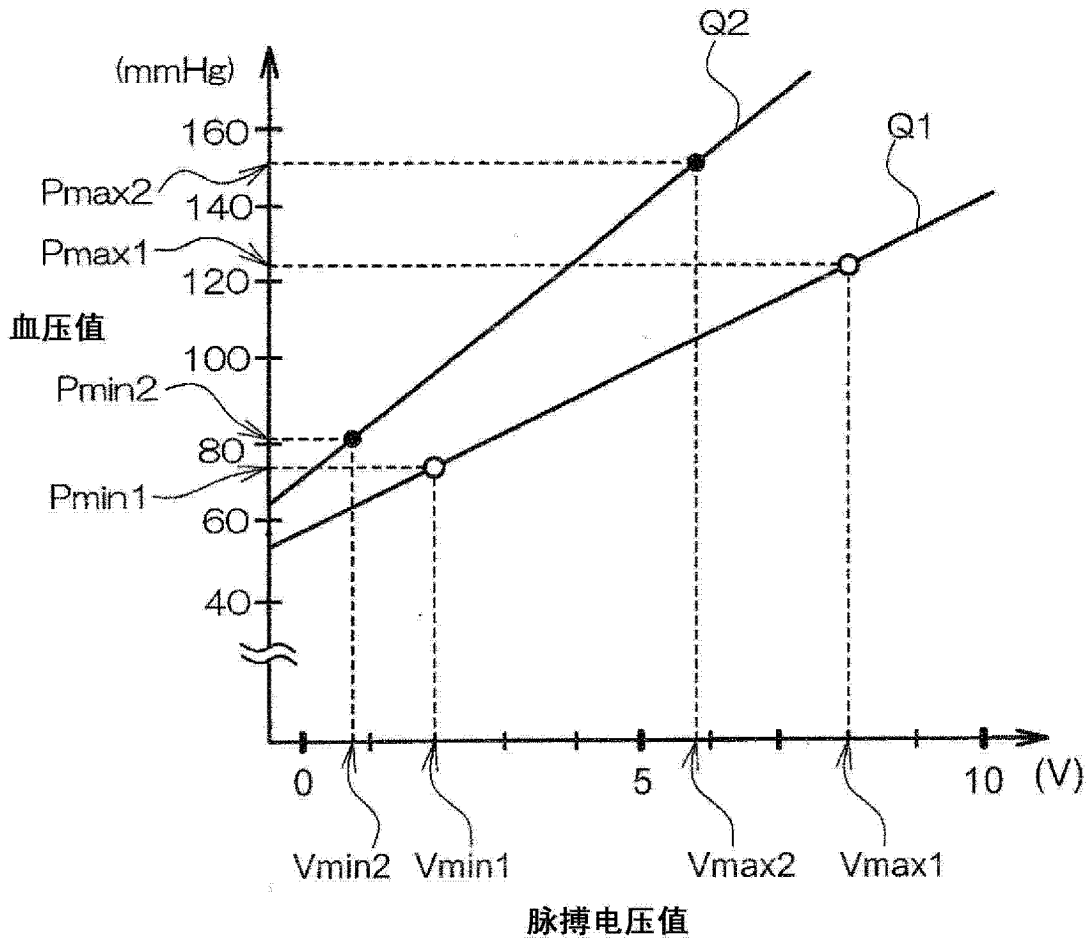


图 8C

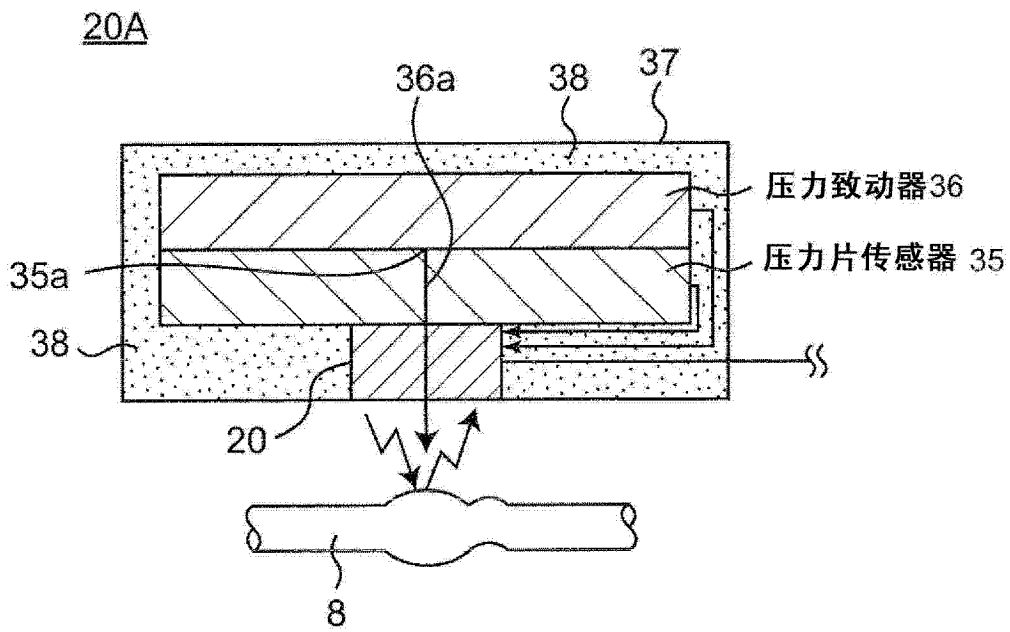


图 9A

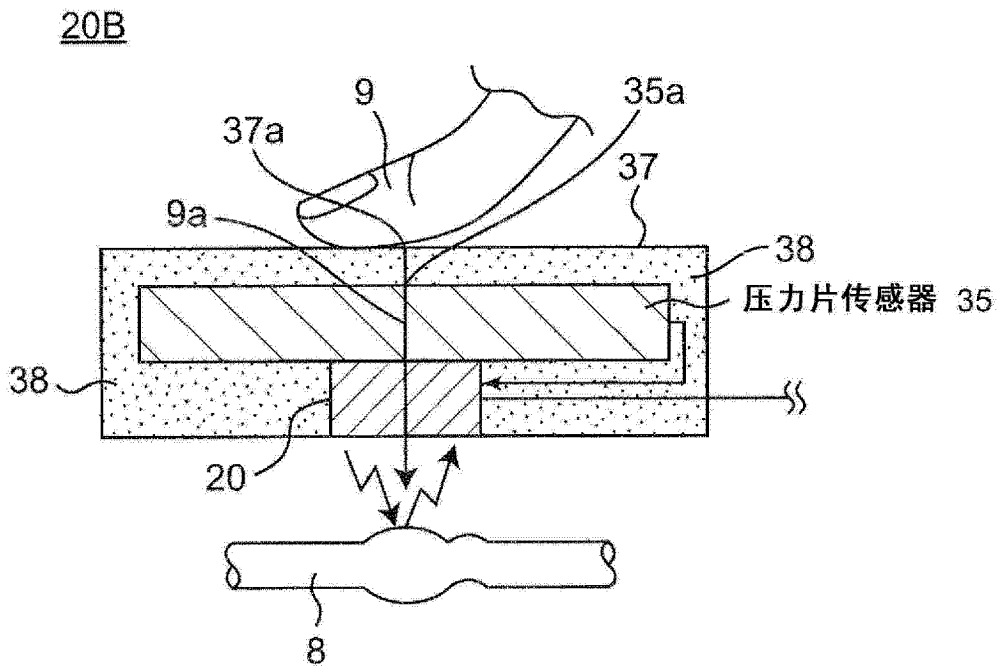


图 9B

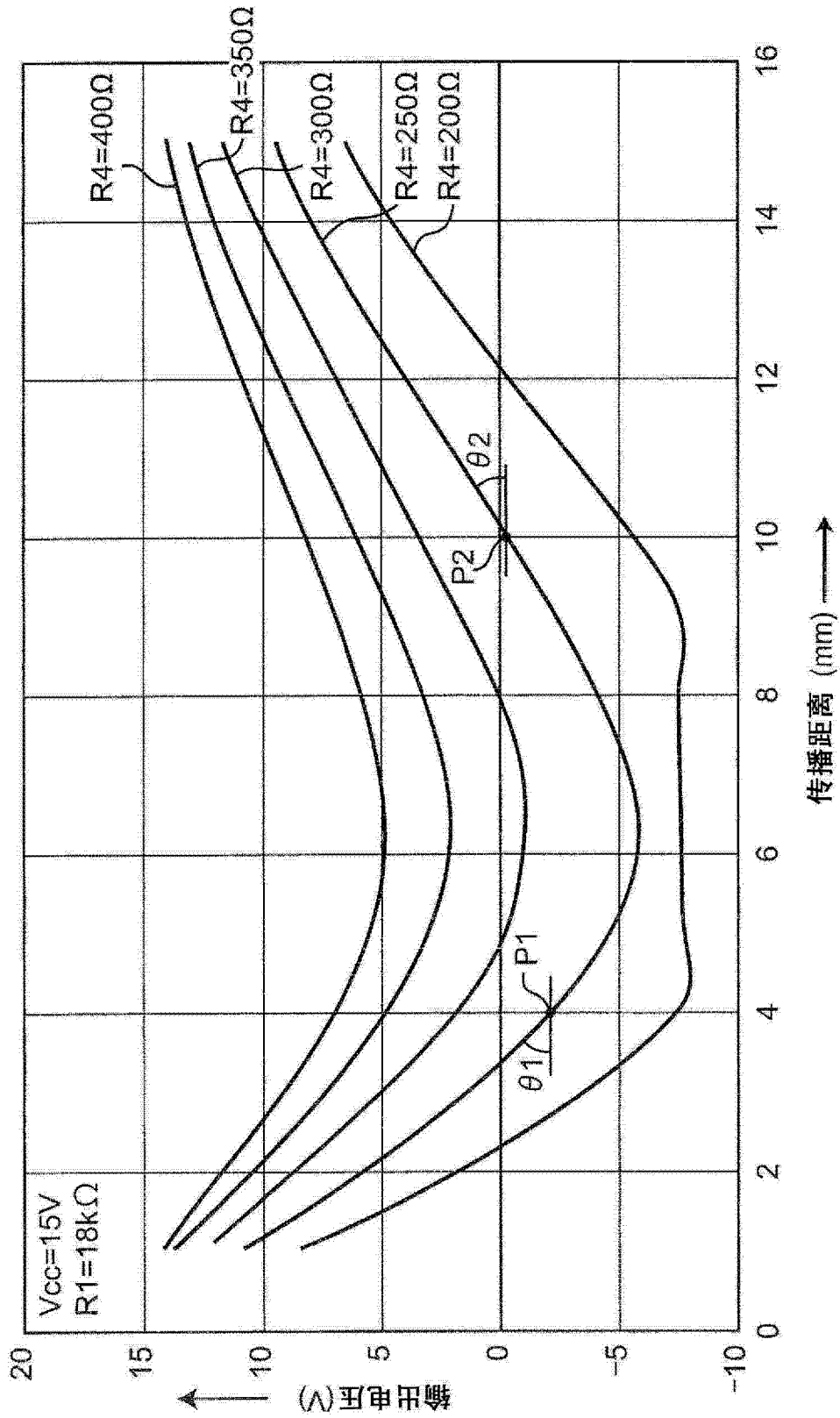


图 10

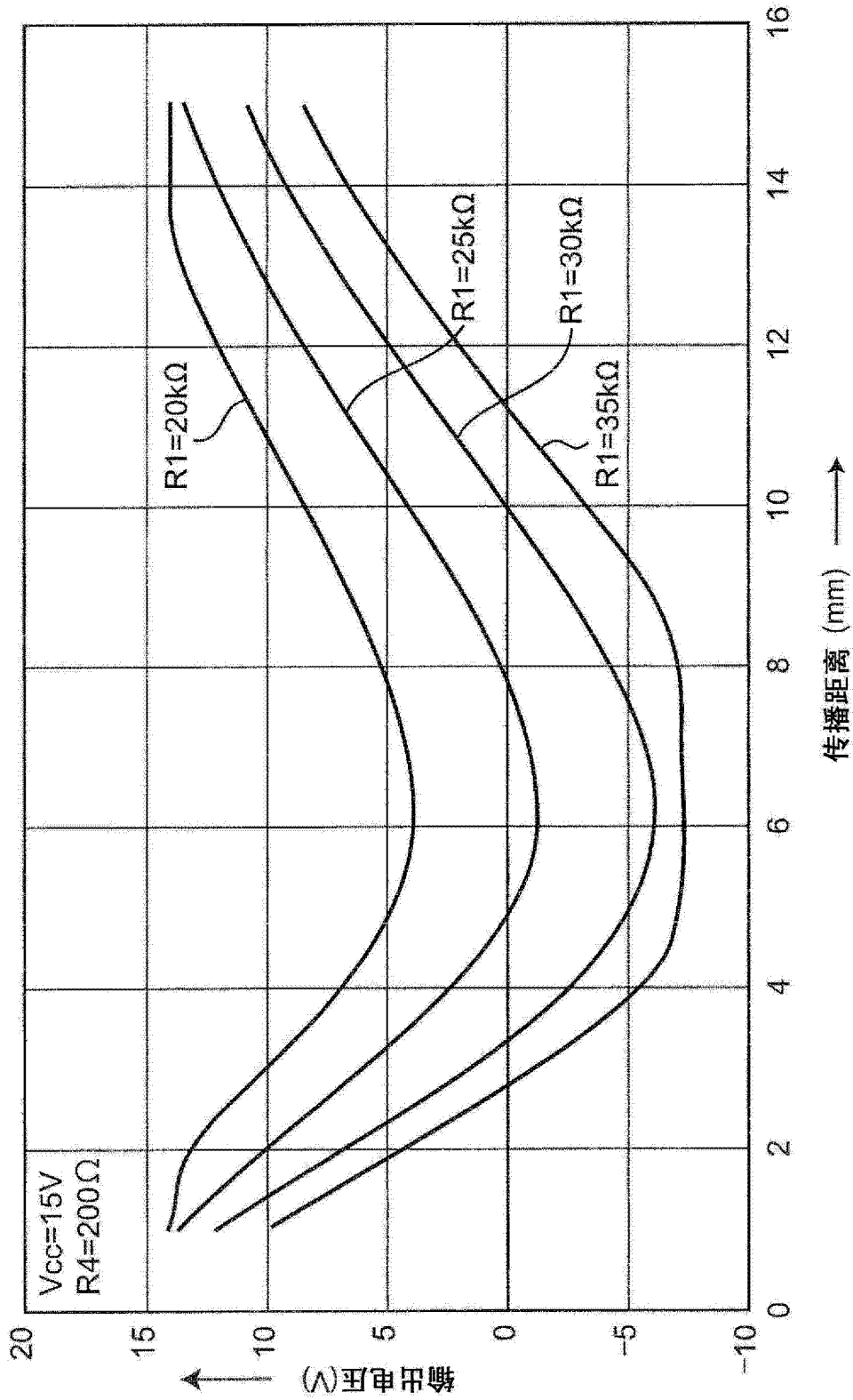


图 11

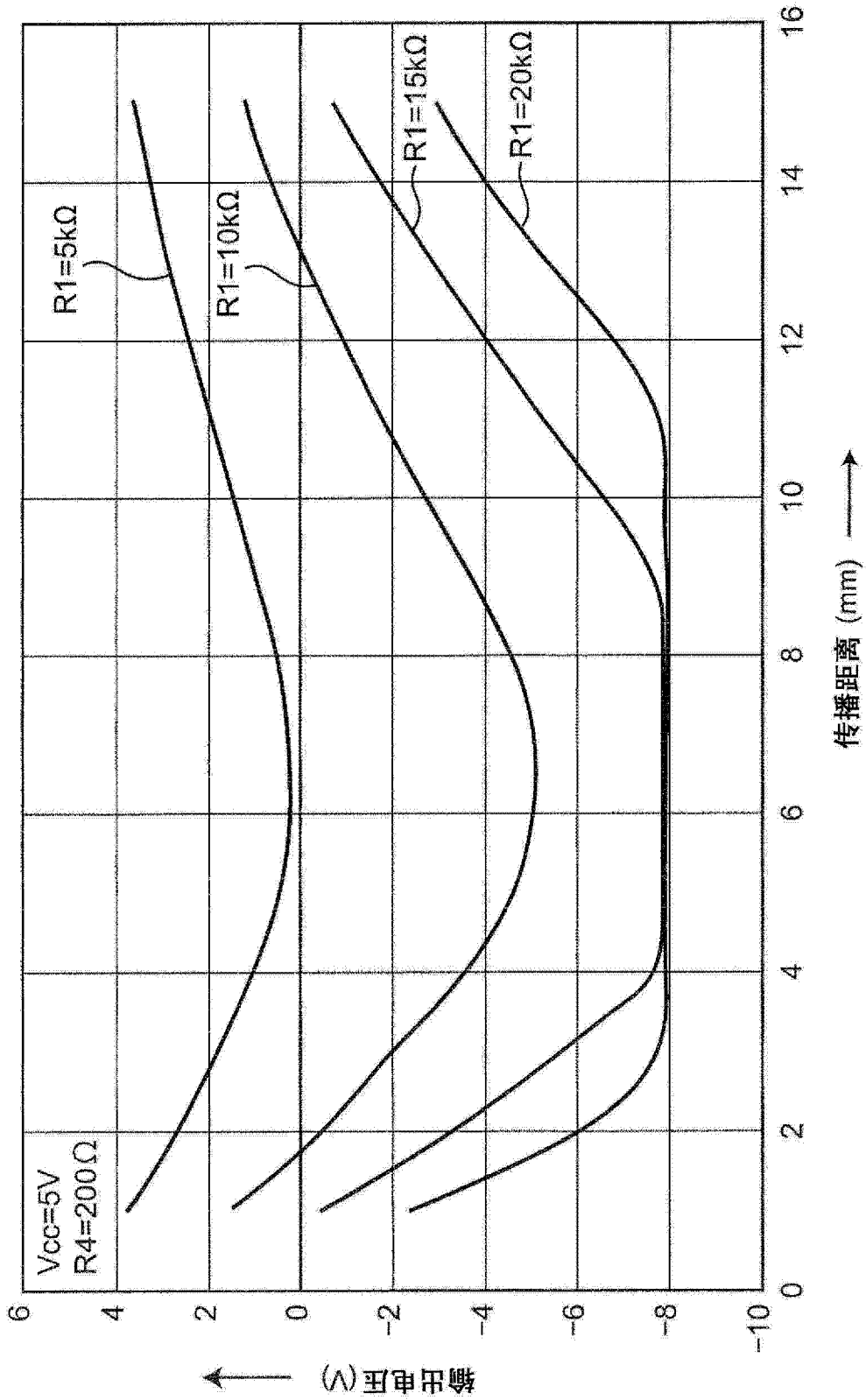


图 12

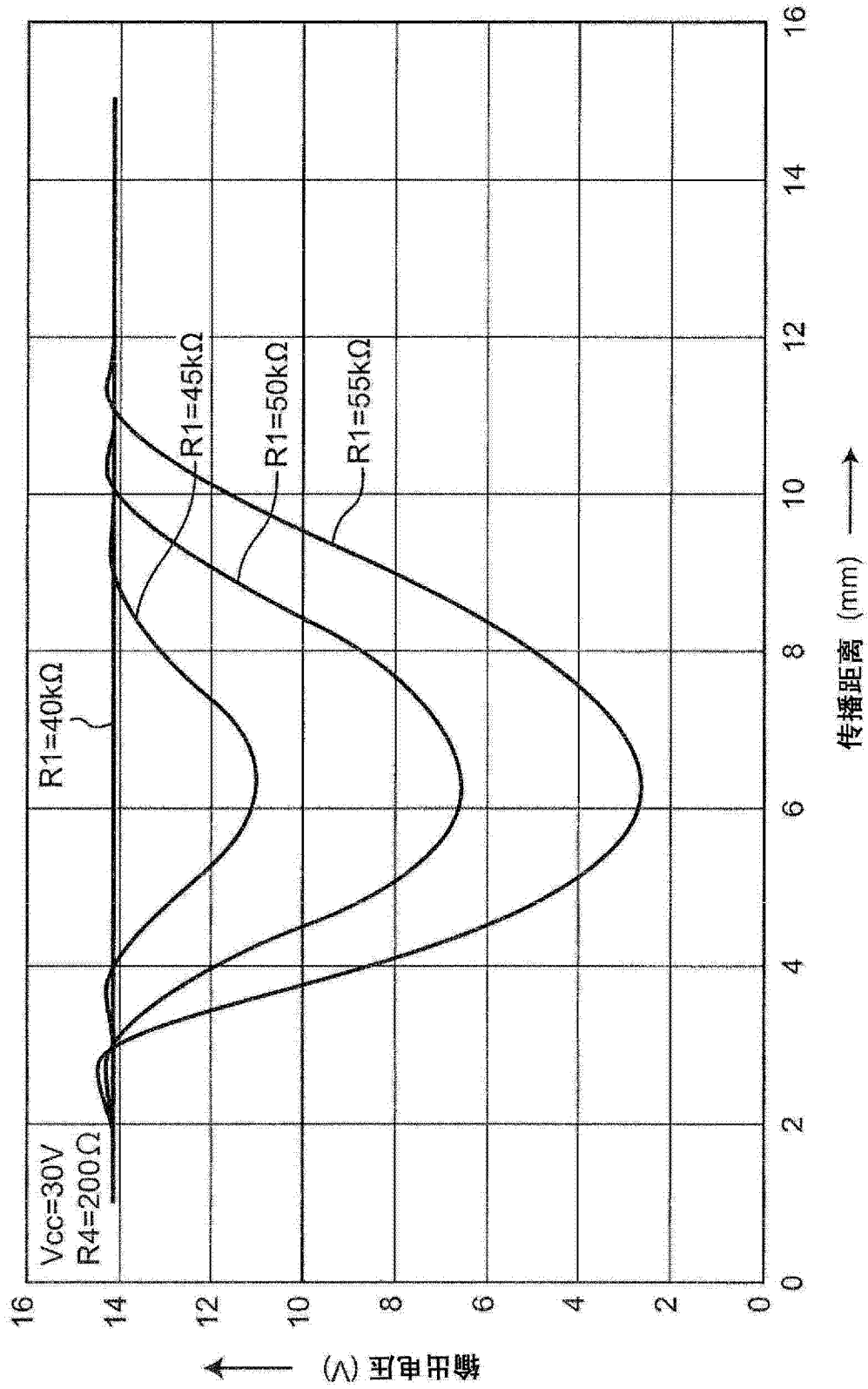


图 13

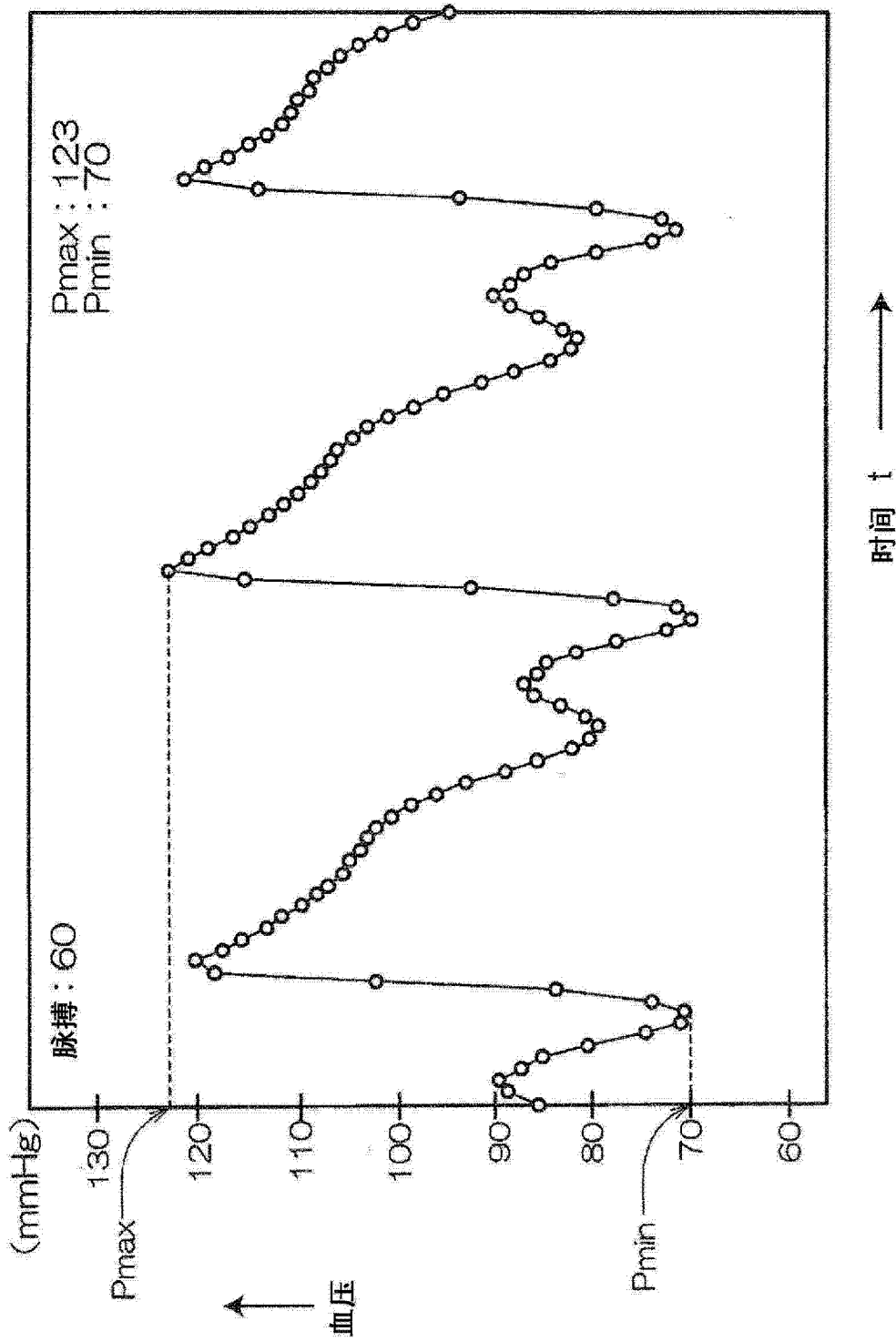


图 14

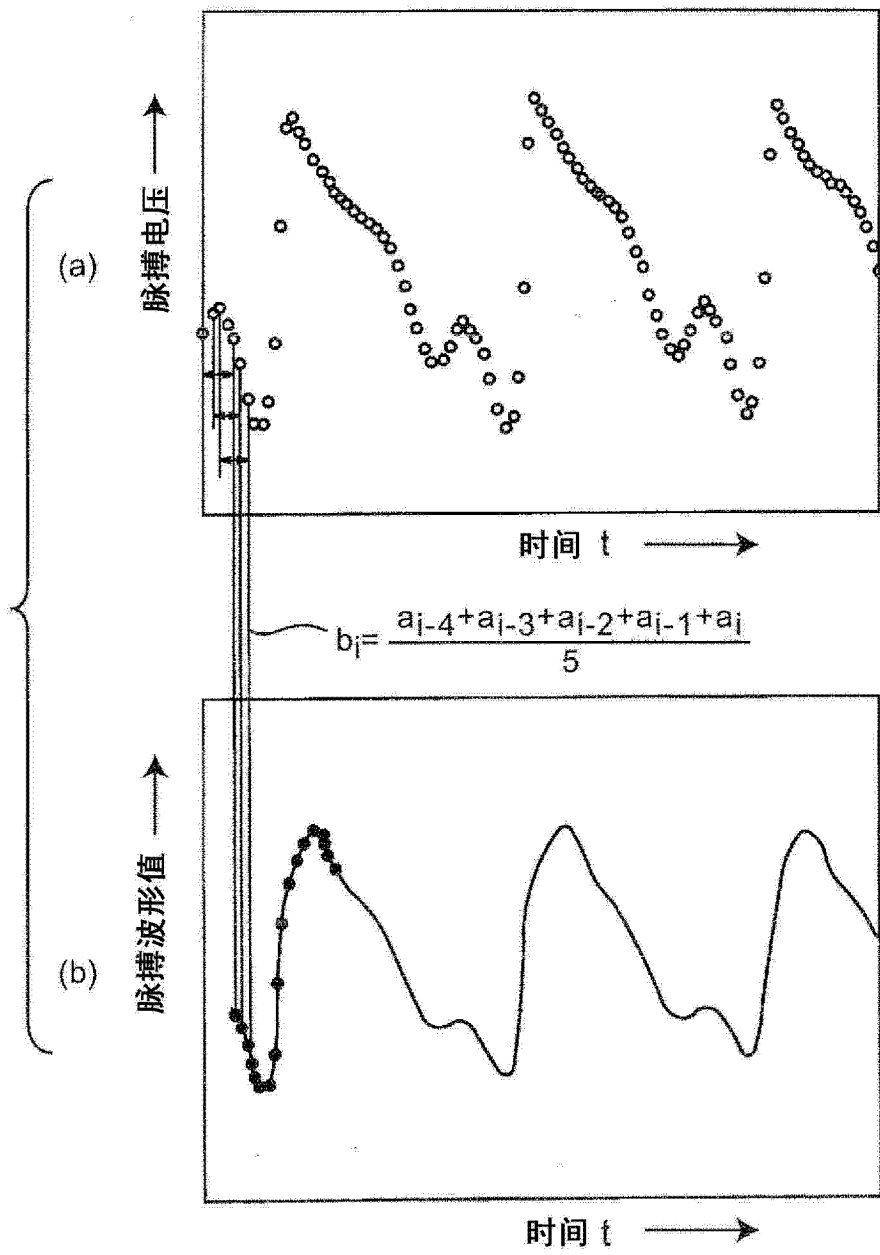


图 15

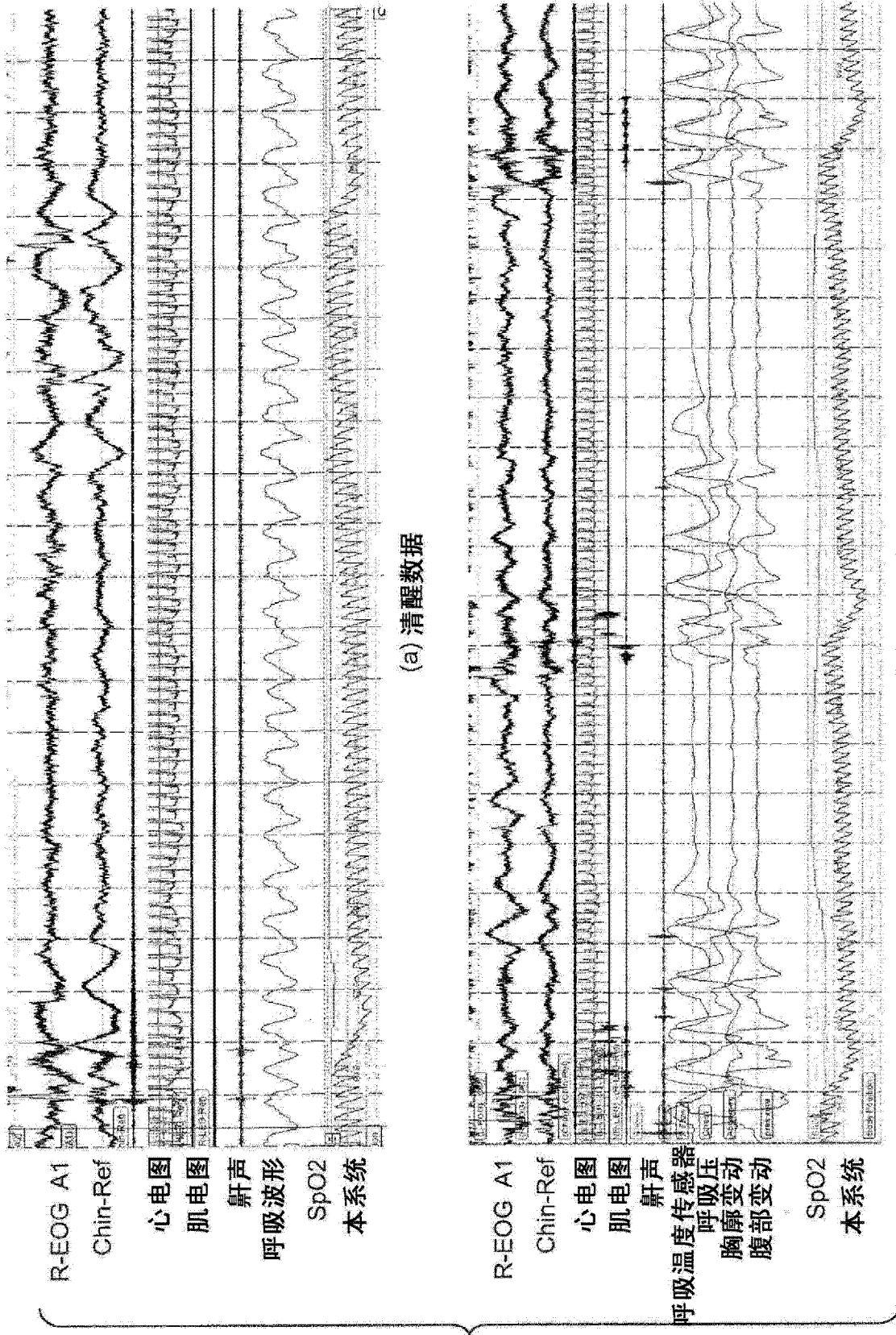


图 16

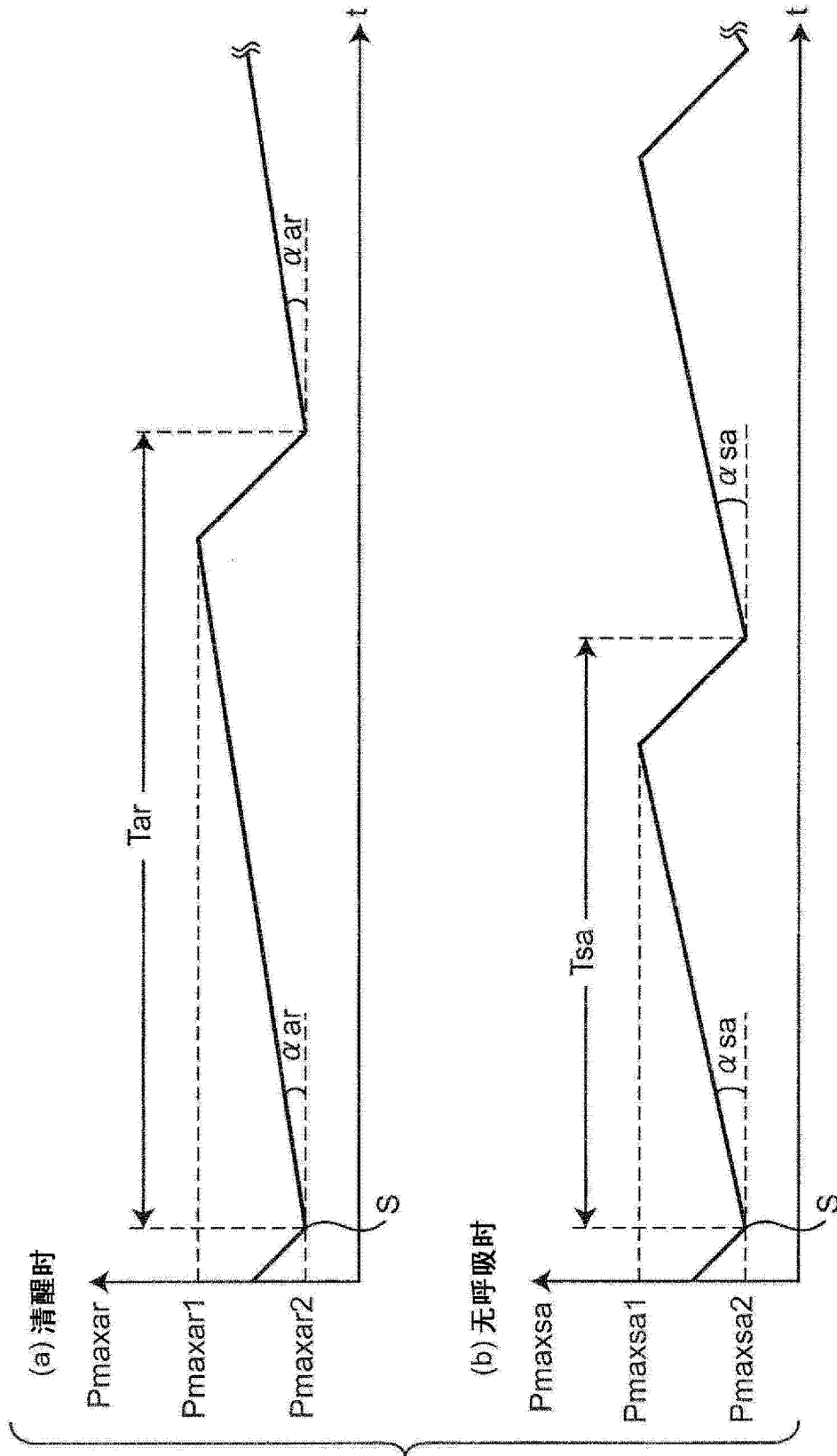


图 17

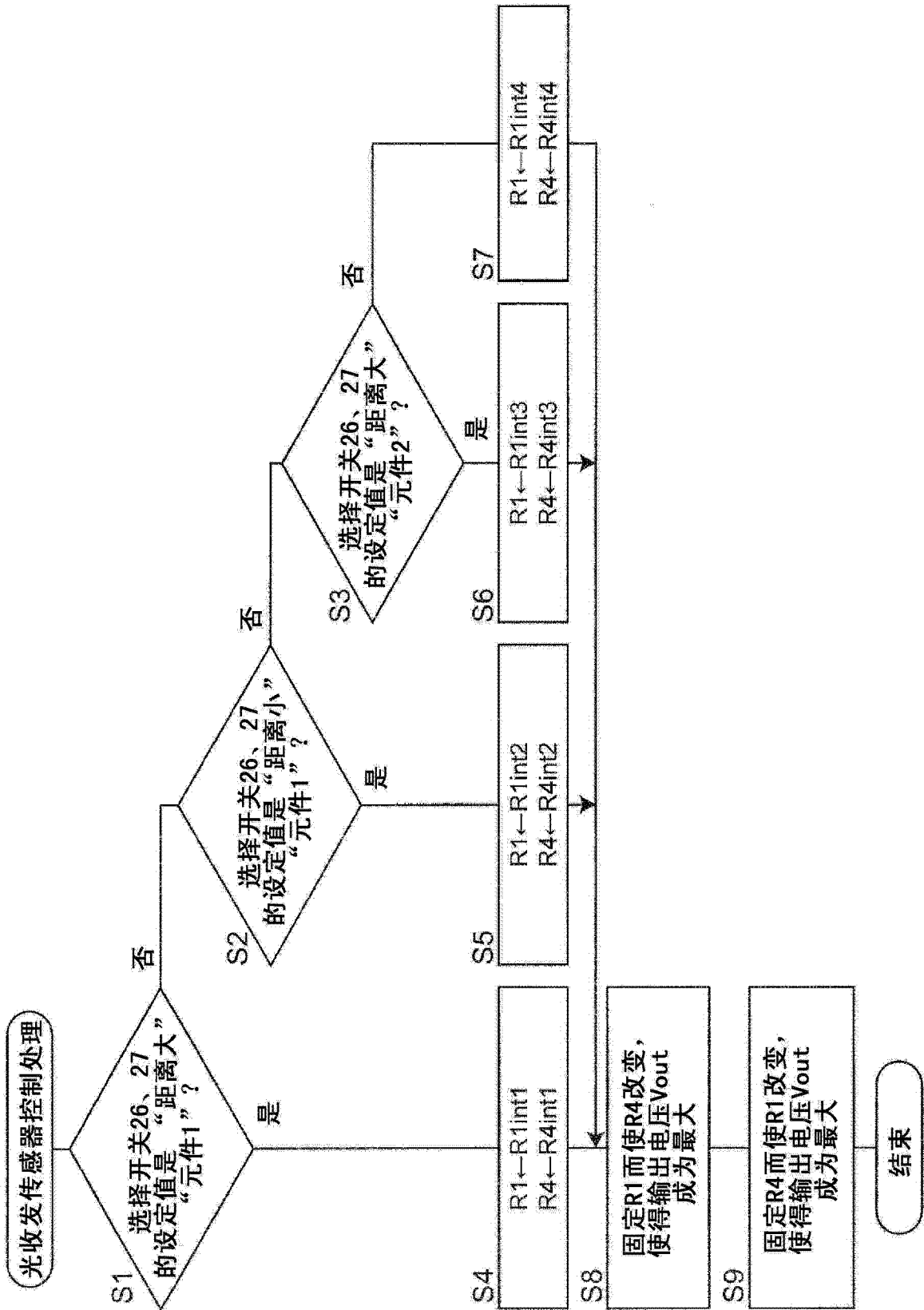


图 18

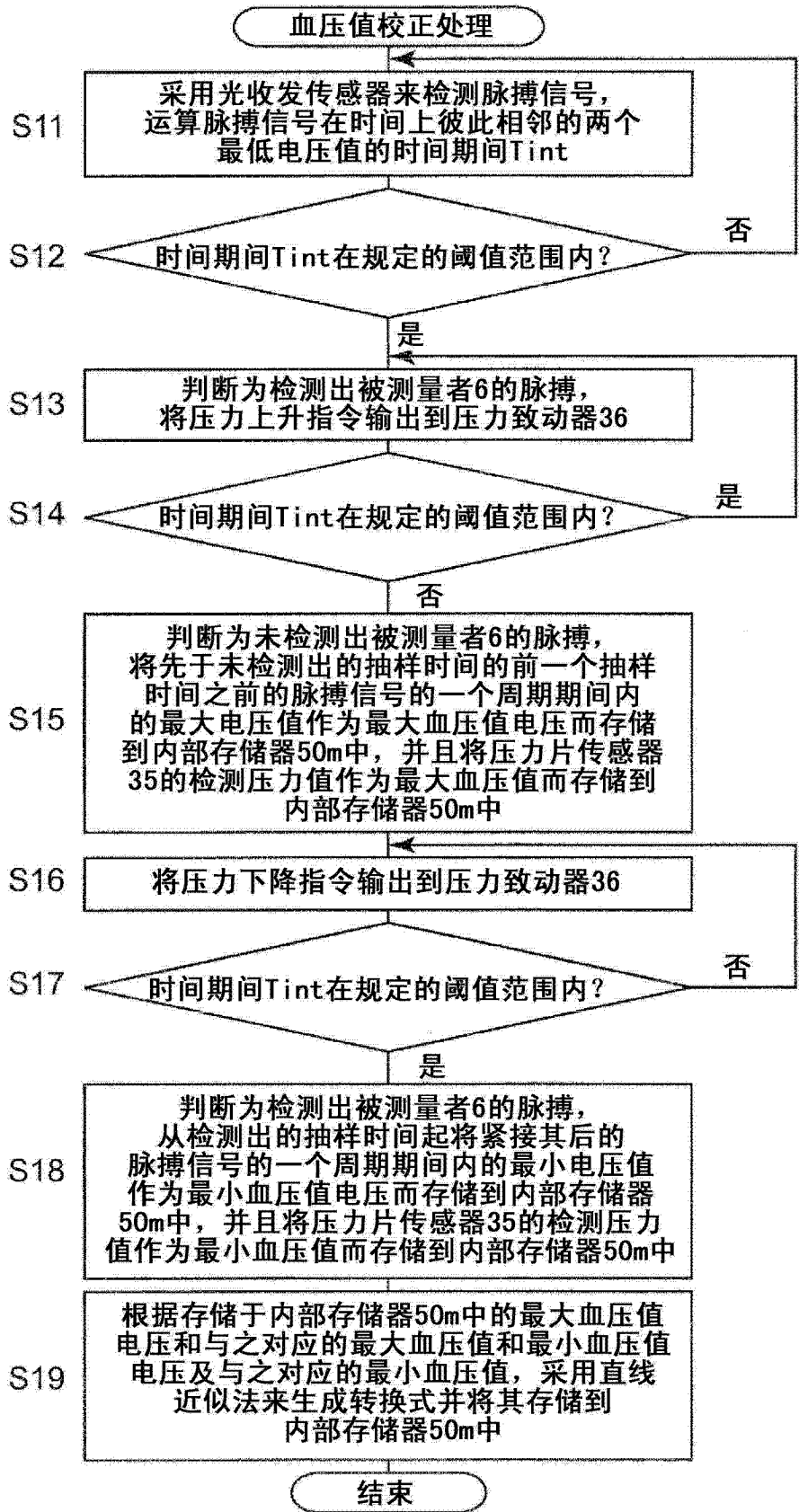


图 19

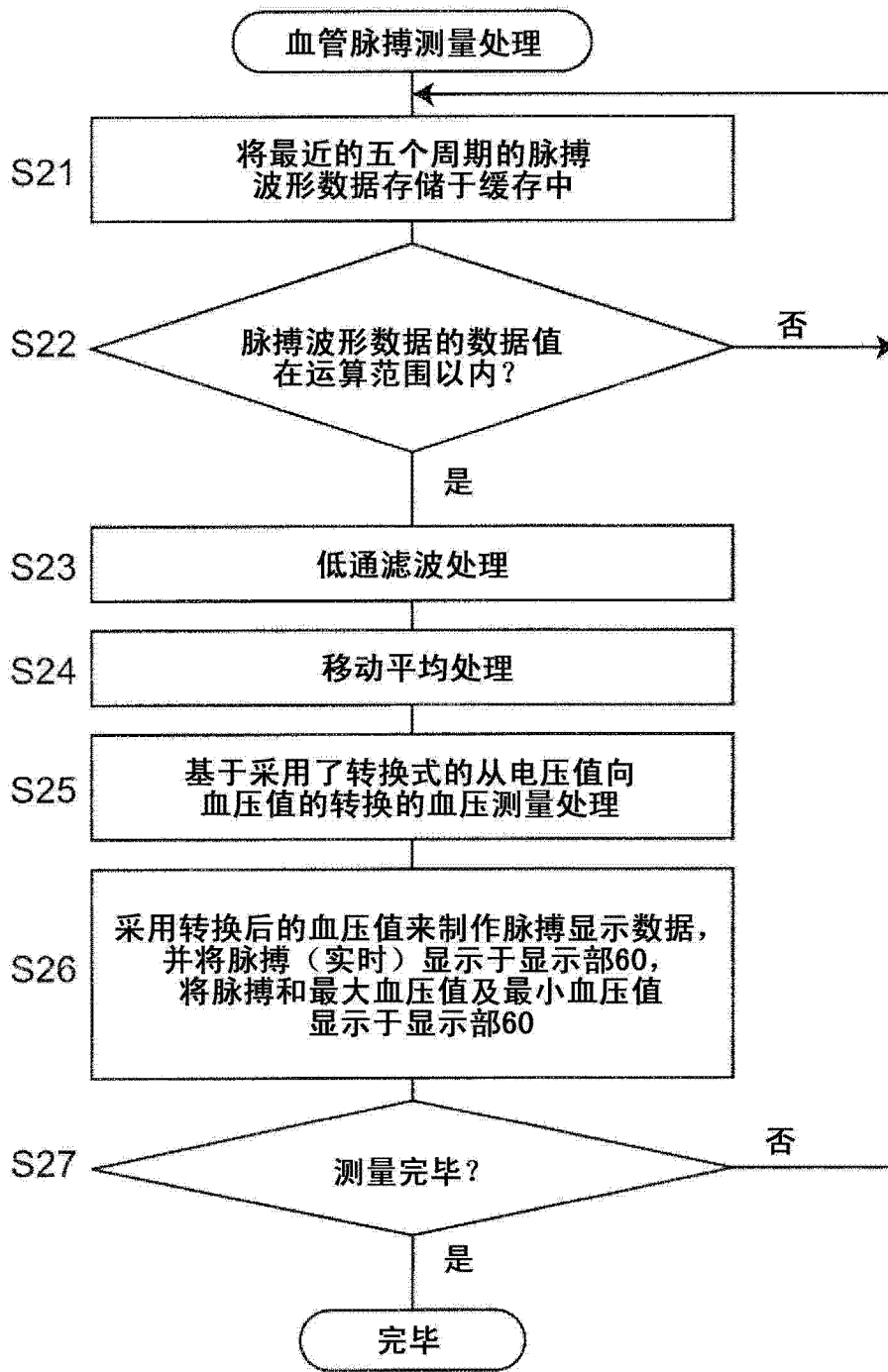


图 20

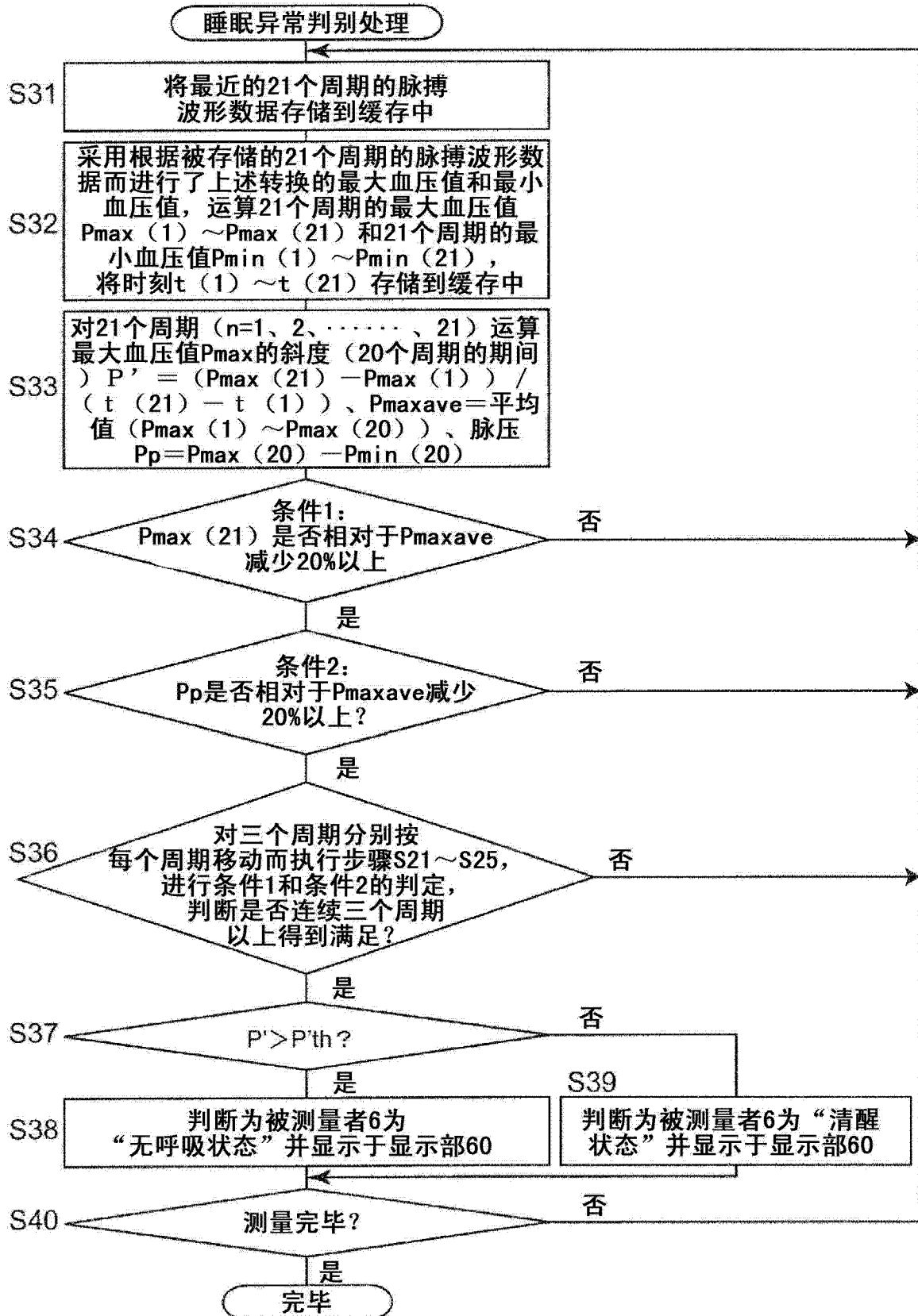


图 21