



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110475506 A

(43)申请公布日 2019.11.19

(21)申请号 201880023076.2

(22)申请日 2018.03.20

(30)优先权数据

2017-065003 2017.03.29 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.29

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2018/011062 2018.03.20

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/180783 EN 2018.10.04

(71)申请人 日本光电工业株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 菊地启阳

(74)专利代理机构 北京奉思知识产权代理有限公司 11464

代理人 邹轶蛟 石红艳

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/022(2006.01)

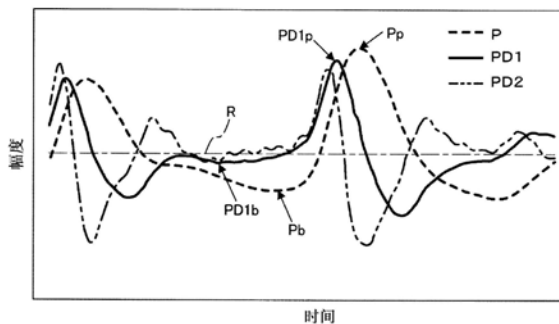
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

血压测量装置

(57)摘要

一种使用装附于被检者(100)的袖带(3)测量被检者(100)血压的血压测量装置(2),装备有处理器(221)和被配置为存储能够由处理器(221)读取的指令的存储器(222)。作为由处理器(221)执行的指令,血压测量装置(2)在增大袖带(3)的内压力的同时生成被检者(100)的脉动信号(P);通过对脉动信号(P)进行微分而产生一阶微分信号(PD1)。然后血压测量装置(2)基于以下至少一项检测袖带的装附状态:一阶微分信号(PD1)的谷值(PD1b);一阶微分信号(PD1)的峰值(PD1p)与谷值(PD1b)之间的关系;包括单位时间内的谷值(PD1b)的一阶微分信号(PD1)的幅度;以及幅度与包括单位时间内的峰值(PD1b)的一阶微分信号(PD1)的幅度之间的关系。



1. 一种血压测量装置,该血压测量装置使用装附于被检者的袖带测量被检者的血压,所述血压测量装置包括:

处理器;和

存储器,该存储器被配置为存储由所述处理器能够读取的指令,

其中,所述血压测量装置被配置为,随着由所述处理器执行所述指令,所述血压测量装置:

在增大所述袖带的内压力的同时,获取用于判定血压的被检者的脉搏信息;

获取所述脉搏信息的一阶微分值;和

基于以下至少一项,检测所述袖带的不当装附状态:

所述一阶微分值的局部最小值;

包括单位时间内的所述局部最小值的所述一阶微分值的第一变化;

所述一阶微分值的局部最大值与所述局部最小值之间的第一关系;和

所述第一变化与包括单位时间内的所述局部最大值的所述一阶微分值的第二变化之间的第二关系。

2. 根据权利要求1所述的血压测量装置,

其中,如果满足所述第一关系和所述第二关系中的至少一者,则所述血压是不确定的。

3. 根据权利要求1或2所述的血压测量装置,

其中,所述局部最小值、所述第一变化、所述局部最大值和所述第二变化中的至少一者计算为在规定的周期中获取的多个值的平均值。

4. 一种血压测量装置,该血压测量装置使用装附于被检者的袖带测量被检者的血压,所述血压测量装置包括:

处理器;和

存储器,该存储器被配置为存储由所述处理器能够读取的指令,

其中,所述血压测量装置被配置为,随着由所述处理器执行所述指令,所述血压测量装置:

在增大所述袖带的内压力的同时,获取用于判定血压的被检者的脉搏信息;

获取所述脉搏信息的二阶微分值;和

基于以下至少一项,检测所述袖带的不当装附状态:

所述二阶微分值的局部最小值;

包括单位时间内的所述局部最小值的所述二阶微分值的第一变化;

所述二阶微分值的局部最大值与所述局部最小值之间的第一关系;和

所述第一变化与包括单位时间内的所述局部最大值的所述二阶微分值的第二变化之间的第二关系。

5. 根据权利要求4所述的血压测量装置,

其中,如果满足所述第一关系和所述第二关系中的至少一者,则所述血压是不确定的。

6. 根据权利要求4或5所述的血压测量装置,

其中,所述局部最小值、所述第一变化、所述局部最大值和所述第二变化中的至少一者计算为在规定的周期中获取的多个值的平均值。

血压测量装置

技术领域

[0001] 本公开涉及一种使用装附于被检者的袖带来测量被检者的血压的血压测量装置。

背景技术

[0002] 日本专利公开No.2002-078685A公开了一种用于在增大装附于被检者的袖带的内压力的同时确定被检者的收缩压等的所谓的充气血压测量装置。

发明内容

[0003] 技术问题

[0004] 图6A示出上述类型的充气血压测量装置的一般操作。在图6A中,虚线表示袖带的内压力并且实线表示由压力传感器等产生的脉动信号的幅度。脉动信号的幅度对应于由被袖带按压的动脉的搏动引起的振动的大小。在袖带压力增大的同时监控脉动信号的幅度如何变化,并且基于幅度的大小确定血压(收缩压、舒张压等)。从而,为了准确地确定血压,需要精确地检测脉动信号。

[0005] 例如,可能发生装附于被检者的袖带的位置偏离或袖带在袖带的充气期间变松的事件。图6B示出在已经发生这样的事件的情况下袖带的内压力与脉动信号如何随着时间变化。例如,如果袖带位置偏离或袖带变松,则周期性噪音叠加于脉动信号。在图6B中圈出的区间中,由于袖带位置的偏离、袖带松动等引起的周期性噪音叠加于脉动信号。难以将同样为周期性的该噪音与固有脉动信号区分。因为不能精确地检测固有脉动信号的幅度,所以这可能引起不能准确地确定血压的问题。

[0006] 本公开的目的是使得能够检测袖带的不当装附状态,以避免利用处于不当装附状态的袖带测量血压的情况。

[0007] 解决问题的方案

[0008] 根据本公开的方面,提供了一种使用装附于被检者的袖带来测量被检者血压的血压测量装置,包括:

[0009] 处理器;和

[0010] 存储器,该存储器被配置为存储能够由所述处理器读取的指令,

[0011] 其中,所述血压测量装置被配置为,随着由所述处理器执行指令,所述血压测量装置:

[0012] 在增大所述袖带的内压力的同时,获取用于判定所述血压的所述被检者的脉搏信息;

[0013] 获取所述脉搏信息的一阶微分值;和

[0014] 基于以下至少一项来检测所述袖带的不当装附状态:

[0015] 所述一阶微分值的局部最小值;

[0016] 包括单位时间内的所述局部最小值的所述一阶微分值的第一变化;

[0017] 所述一阶微分值的局部最大值与所述局部最小值之间的第一关系;和

[0018] 所述第一变化与包括单位时间内的所述局部最大值的所述一阶微分值的第二变化之间的第二关系。

[0019] 由于动脉的搏动引起的压力变化进行的作用为增大袖带的内压力。该变化反映为增大一阶差分。另一方面,由于袖带的位置偏离或松动引起的噪音进行的作用为减小袖带的内压力。该变化反映为减小一阶差分。从而,在袖带未适当装附的情况下,一阶微分在其局部最小值的区域比在其局部最大值的区域具有显著的轮廓。

[0020] 因此,利用以上配置,通过对在袖带的充气过程中获取的脉搏信息进行简单的一次微分处理,能够检测袖带的不良装附状态。从而,能够避免利用处于不良装附状态的袖带测量血压。

[0021] 根据本公开的一个方面,提供了一种使用装附于被检者的袖带来测量被检者血压的血压测量装置,包括:

[0022] 处理器;和

[0023] 存储器,该存储器被配置为存储能够由所述处理器读取的指令,

[0024] 其中,所述血压测量装置被配置为,随着由所述处理器执行指令,所述血压测量装置:

[0025] 在增大所述袖带的内压力的同时,获取用于判定所述血压的被检者的脉搏信息;

[0026] 获取所述脉搏信息的二阶微分值;和

[0027] 基于以下至少一项来检测所述袖带的不良装附状态:

[0028] 所述二阶微分值的局部最小值;

[0029] 包括单位时间内的所述局部最小值的所述二阶微分值的第一变化;

[0030] 所述二阶微分值的局部最大值与所述局部最小值之间的第一关系;和

[0031] 所述第一变化与包括单位时间内的所述局部最大值的所述二阶微分值的第二变化之间的第二关系。

[0032] 由于与袖带的不良装附状态相关的特征与在一阶微分值中相比可以更加显著地反映在二阶微分值中,所以二阶微分值的使用使得能够更准确地检测袖带的不良装附状态。从而,能够更可靠地避免利用处于不良装附状态的袖带测量血压的情况。

附图说明

[0033] 图1图示出根据一个实施例的血压测量系统的功能性配置。

[0034] 图2图示出图1所示的血压测量装置的操作实例。

[0035] 图3A是用于说明图1所示的血压测量装置的操作的图。

[0036] 图3B是用于说明图1所示的血压测量装置的操作的图。

[0037] 图4是用于说明图1所示的血压测量装置的操作的图。

[0038] 图5图示出图1所示的血压测量装置的操作实例。

[0039] 图6A图示出充气式血压测量装置的操作实例。

[0040] 图6B图示出充气式血压测量装置的操作实例。

具体实施方式

[0041] 下面将参考附图详细描述实施例。图1示出根据一个实施例的血压测量系统1的功

能性配置。血压测量系统1包括血压测量装置2和袖带3。

[0042] 血压测量装置2是使用装附于被检者100的袖带3来测量被检者100的血压的装置，并且包括充气机构21、控制器22和脉搏获取部23。

[0043] 通过管31连接于袖带3的充气机构21具有泵功能和阀功能。泵功能用于通过将空气经由管31输送到袖带3而增大袖带3的内压力。阀功能用于将管31连接于外部空气或与外部空气断开。如果在泵功能不运行的状态下将管31连接于外部空气，则袖带3的内压力降低。

[0044] 控制器22包括处理器221和存储器222。作为处理器221，能够例示出CPU和MPU。处理器221可以包括多个芯。存储器222的实例包括ROM和RAM。ROM可以存储各种计算机可读指令。处理器221可以指定将在RAM上执行的存储在ROM中的指令的至少一部分。处理器221可以与RAM协作以执行操作，如下面详细描述地。

[0045] 脉搏获取部23通过用于获取被检者100的脉搏信息的传感器实现。脉搏获取部23被配置为输出对应于被检者100的动脉的搏动的脉动信号P。更具体地，脉搏获取部23通过使检测袖带3的内压力的压力传感器的输出信号通过高通滤波器而产生脉动信号P。从而，可以说脉动信号P是表示袖带3的内压力的时间变化的高频信号。从脉搏获取部23输出的脉动信号P输入到控制器22。

[0046] 血压测量装置2被配置为，随着存储在存储器222中的指令由控制器22中的处理器221执行，而执行图2所示的处理。

[0047] 首先，在步骤S1，血压测量装置2激活充气机构21的泵功能，从而以规定的充气速度增大袖带3的内压力。

[0048] 在步骤S2，血压测量装置2经由脉搏获取部23获取被检者100的脉动信号P。脉动信号P是脉搏信息的一个实例。可选择地，可以在充气机构21的充气操作之前开始脉搏率的获取。

[0049] 在步骤S3，血压测量装置2通过对从脉搏获取部23获取的脉动信号P进行一阶微分而生成一阶微分信号PD1。即，控制器22获取被检者100的脉搏信息的一阶微分值。

[0050] 图3A示出在袖带3适当装附的情况下的脉动信号P和一阶微分信号PD1的波形。图3B示出在袖带3的位置偏离或袖带3松动(即，袖带3没有适当装附)的情况下的脉动信号P和一阶微分信号PD1的波形。在各个图3A和3B中，水平的点划线表示一阶微分信号PD1的零电平。

[0051] 由动脉的搏动引起的压力变化进行作用以增大袖带3的内压力。该变化反映在一阶微分信号PD1中的增大其幅度的方向上。另一方面，由袖带3的位置偏离或松动引起的噪音作用为减小袖带3的内压力。该变化反映在一阶微分信号PD1中的减小其幅度的方向上。从而，如图3B所示，在袖带3不当装附的情况下，一阶微分信号PD1变得使向下凸出的波形元素比向上凸出的波形元素占主导或更加显著。

[0052] 在步骤S4(参见图2)，血压测量装置2基于以上与一阶微分信号PD1相关的事实判断袖带3是否适当地装附。

[0053] 在第一实例中，血压测量装置2基于特定周期(脉动信号P的规定周期)中的一阶微分信号PD1的谷值PD1b进行判断。谷值PD1b是一阶微分值的局部最小值的实例。更具体地，如果在特定周期的一阶微分信号PD1中刚好出现在峰值PD1p之前的谷值PD1b比规定值小，

则血压测量装置2判断袖带3未适当地装附。规定值的实例是比图3所示的幅度基准电平R小1mmHg的值。

[0054] 在第二实例中,血压测量装置2基于包括特定周期的一阶微分信号PD1的谷值PD1b的波形部的锐度进行判断。更具体地,血压测量装置2基于包含特定周期的一阶微分信号PD1中的刚好出现在峰值PD1p之前的谷值PD1b的单位时间内的幅度变化进行判断。包含谷值PD1b的单位时间内的幅度变化是第一变化的实例。

[0055] 如图4所示,一阶微分信号PD1包括分别对应于构成脉动信号P的多个测量值的多个一阶微分值。由于以固定时间间隔获取多个测量值,所以也以固定时间间隔获取多个测量值。例如,上述单位时间可以限定为获取五个一阶微分值花费的时间,该五个一阶微分值是谷值PD1b、谷值PD1b之前的两个一阶微分值以及谷值PD1b之后的两个一阶微分值。在该情况下,能够将上述“包含谷值PD1b的单位时间内的幅度变化”限定为图4所示的变化 $\Delta b1$ 与 $\Delta b2$ 之和。如果变化 $\Delta b1$ 和 $\Delta b2$ 之和大于规定值,则血压测量装置2判断袖带3未适当地装附。

[0056] 在第三实例中,血压测量装置2基于特定周期的一阶微分信号PD1的谷值PD1b与峰值PD1p之间的关系进行判断。更具体地,如果在特定周期的一阶微分信号PD1中刚好出现在峰值PD1p之前的谷值PD1b的绝对值比峰值PD1p的绝对值大,则血压测量装置2判断袖带3未适当地装附。峰值PD1p是一阶微分值的局部最大值的实例。

[0057] 在第四实例中,血压测量装置2基于包括特定周期的一阶微分信号PD1的谷值PD1b的波形部的锐度与包括特定周期的一阶微分信号PD1的峰值PD1p的波形部的锐度之间的关系进行判断。更具体地,如果包括特定周期的一阶微分信号PD1的谷值PD1b的波形部比包括特定周期的一阶微分信号PD1的峰值PD1p的波形部尖锐,则血压测量装置2判断袖带3未适当地装附。

[0058] 用于判定包括谷值PD1b的波形部的锐度的方法与上文所述相同。包括峰值PD1p的波形部的锐度可以判定为包含峰值PD1p的单位时间内的一阶微分信号PD1的幅度变化。包含峰值PD1p的单位时间内的幅度变化是第二变化的实例。单位时间可以限定为获取五个一阶微分值花费的时间,该五个一阶微分值是峰值PD1p、峰值PD1p之前的两个一阶微分值以及峰值PD1p之后的两个一阶微分值。在该情况下,能够将上述“包含峰值PD1p的单位时间内的幅度变化”限定为图4所示的变化 $\Delta p1$ 与 $\Delta p2$ 之和。如果变化 $\Delta b1$ 与 $\Delta b2$ 之和大于变化 $\Delta p1$ 与 $\Delta p2$ 之和,则血压测量装置2判断袖带3未适当地装附。

[0059] 血压测量装置2可以采用以上四个判断标准中的仅一个或多个。在后面的情况中,如果满足至少一个标准,则血压测量装置2可以判断袖带3未适当地装附。

[0060] 如图2所示,如果判断袖带3适当地装附(S4:Y),则在步骤S5,血压测量装置2基于脉动信号P确定被检者100的血压。

[0061] 另一方面,如果判断袖带3未适当地装附(S4:N),则在步骤S6,血压测量装置2通过视觉通知、听觉通知和触觉通知中的至少一者来通知该事实。

[0062] 利用以上配置,通过对在袖带3的充气过程中获取的脉动信号P进行简单的一次微分处理,能够检测袖带3的不当装附状态。从而,能够避免利用处于不当装附状态的袖带3测量血压的情况。

[0063] 血压的确定本身可以在步骤S5处与通知并行地完成。在该情况下,将确定的血压

是否适当的判断留给应该考虑该通知的专业医护人员。

[0064] 可选择地,血压测量装置2可以被配置为:如果在进行以上判断时满足规定的标准,则避免基于脉动信号P来确定血压,所述规定的标准(满足标准是指袖带3的不当装附的可能性高)是下面的要求1和2中的至少一者:

[0065] 要求1:在特定周期的一阶微分信号PD1中刚好在峰值PD1p之前出现的谷值PD1b的绝对值与峰值PD1p的绝对值的比率大于或等于规定的比率。例如,规定比率是1.5。该要求是第一关系的实例。

[0066] 要求2:表示包括特定周期的一阶微分信号PD1b中刚好出现在峰值PD1p之前的谷值PD1b的波形部的锐度的幅度变化与表示包括峰值PD1p的波形部的锐度的幅度变化的比率大于或等于第一规定比率,并且谷值PD1b的绝对值与峰值PD1p的绝对值的比率大于或等于第二规定比率。例如,第一规定比率是2并且第二规定比率是0.5。该要求是第二关系的实例。

[0067] 利用以上配置,使得更容易避免利用处于不当装附状态的袖带3测量血压。

[0068] 在判断袖带3是否处于不当装附状态的处理的以上各个实例中,基于特定周期的脉动信号P的一阶微分信号PD1的峰值PD1p和谷值PD1b以及包括峰值PD1p和谷值PD1b的一阶微分信号PD1的幅度变化来进行判断。各个峰值PD1p和谷值DP1b可以是在规定的时间周期(例如,对应于被检者100的五次脉动的时间周期)中获取的多个值的平均值。

[0069] 利用以上配置,能够在统计学意义上提高判断袖带3是否处于不当装附状态的处理的准确性。即,更容易避免由于一阶微分信号PD1的以上参数偶然满足标准的事件而判断袖带3处于不当装附状态的情况。从而,更容易避免利用处于不当装附状态的袖带3测量血压的情况。

[0070] 图3A和3B还示出脉动信号P的二阶微分信号PD2的波形。在图3A和3B各图中,水平基准电平R也与二阶微分信号PD2的零电平一致。通过一阶微分信号PD1与二阶微分信号PD2之间的比较发现,二阶微分信号PD2以更加强调的方式展现出向下凸出的波形元素在袖带3未适当装附的情况下更加显著的趋势。还发现,二阶微分信号PD2以更加强调的方式展现出在袖带3未适当装附的情况下更早达到最大值的趋势。注意,可能发生仅具有这两种趋势中的一种趋势的情况。

[0071] 基于以上讨论,除了一阶微分信号PD1以外或代替一阶微分信号PD1,血压测量装置2可以通过对脉动信号P进行两次微分而获取二阶微分信号PD2。二阶微分信号PD2是脉动信息的二阶微分值的一个实例。判定袖带3是否处于不当装附状态的标准可以对应于上述四个准则中的至少一个。

[0072] 血压测量装置2可以被配置为:如果判断仅使用一阶微分信号PD1不能适当地进行袖带3是否处于不当装附状态的判断,则执行使用二阶微分信号PD2的判断步骤。可选择地,该处理可以总是进行二阶微分信号PD2的获取和使用获取的二阶微分信号PD2的判断。

[0073] 图5是血压测量装置2的这样的处理的流程图。利用相同的参考标号表示与图2的处理中的步骤基本相同的步骤。步骤S13是获取二阶微分信号PD2的步骤。可选择地,处理可以总是进行二阶微分信号PD2的获取以及使用一阶微分信号PD1的判断结果与使用二阶微分信号PD2的判断结果之间的比较。

[0074] 由于与袖带3的不当装附状态相关的特征可以比在一阶微分信号PD1中更加显著

地反映在二阶微分信号PD2中,所以二阶微分信号PD2的使用使得能够更准确地检测袖带3的不当装附状态。从而,能够更可靠地避免利用处于不当装附状态的袖带测量血压的情况。

[0075] 上述实施例仅是有助于理解本公开的一个实例,并且能够在不背离本公开的基本概念的情况下修改或改进实施例的配置。

[0076] 血压测量装置2的充气机构21和控制器22不需要总是设置在共同外壳中。控制器22的至少一部分功能可以由连接于血压测量装置2的计算机的计算装置实施。

[0077] 脉搏获取部23不总是需要设置在血压测量装置2中,并且可以被配置为能够装附于被检者的身体。

[0078] 本申请基于2017年3月29日提交的日本专利申请No.2017-065003,该专利申请的全部内容通过引用并入本文。

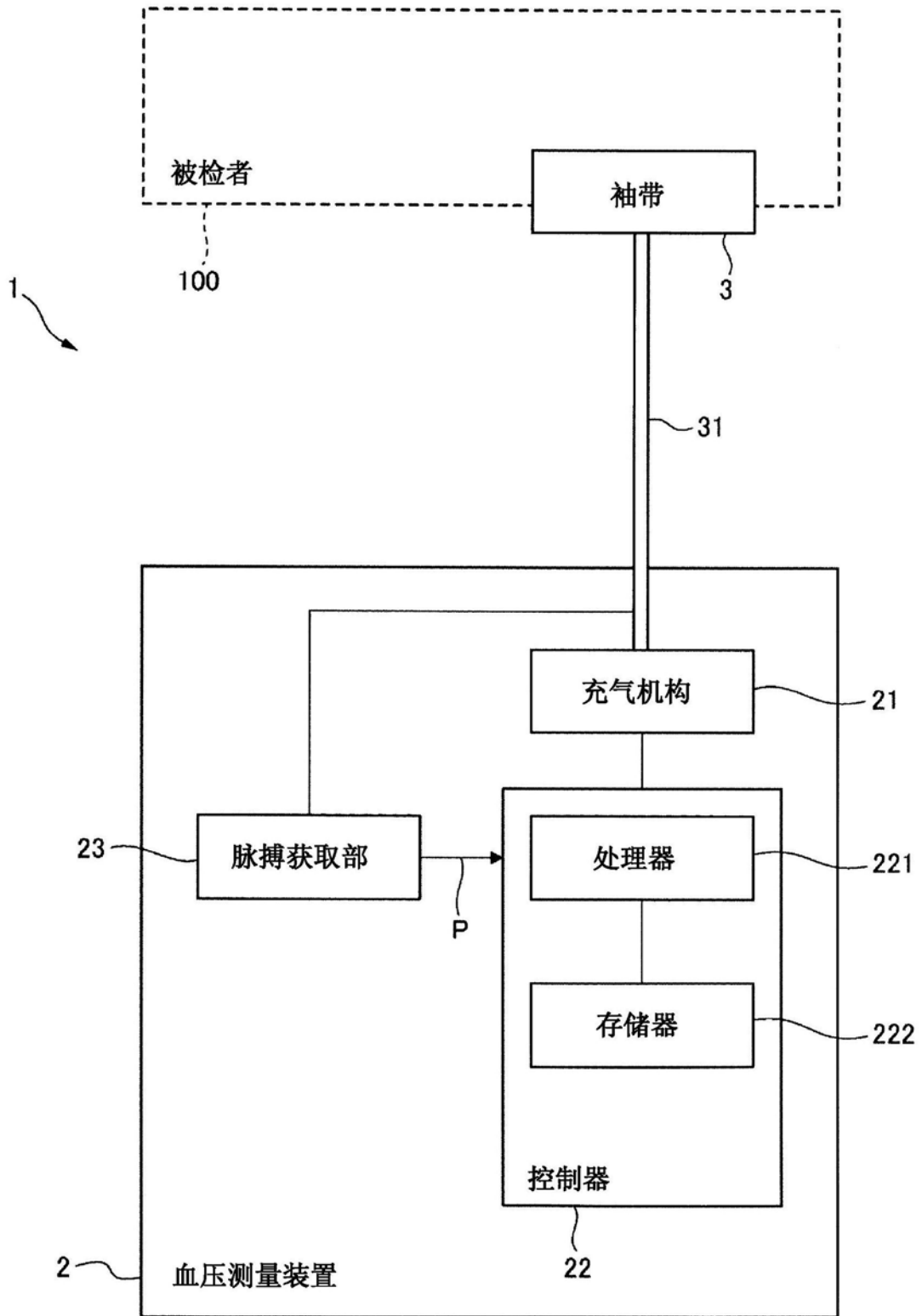


图1

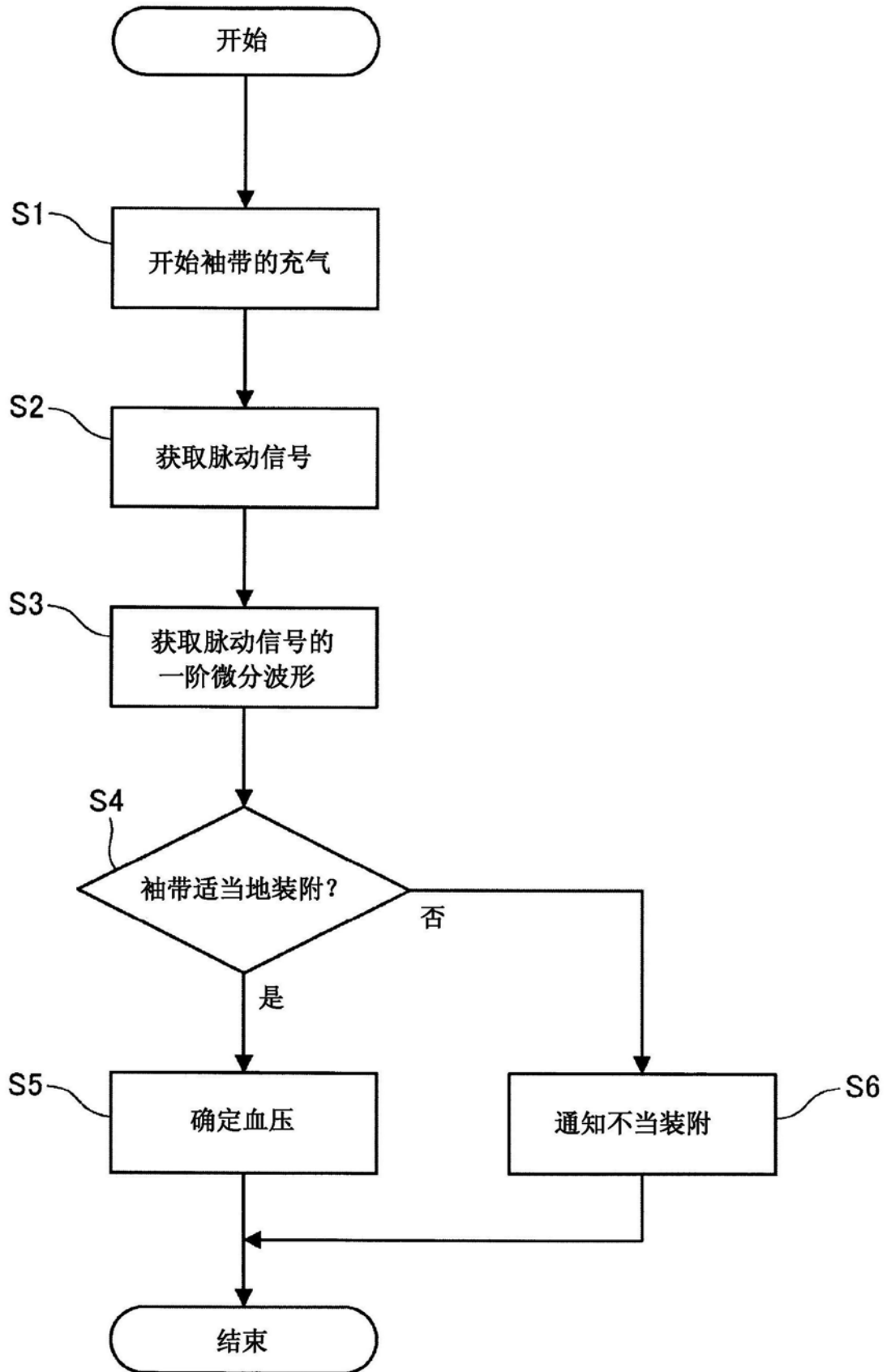


图2

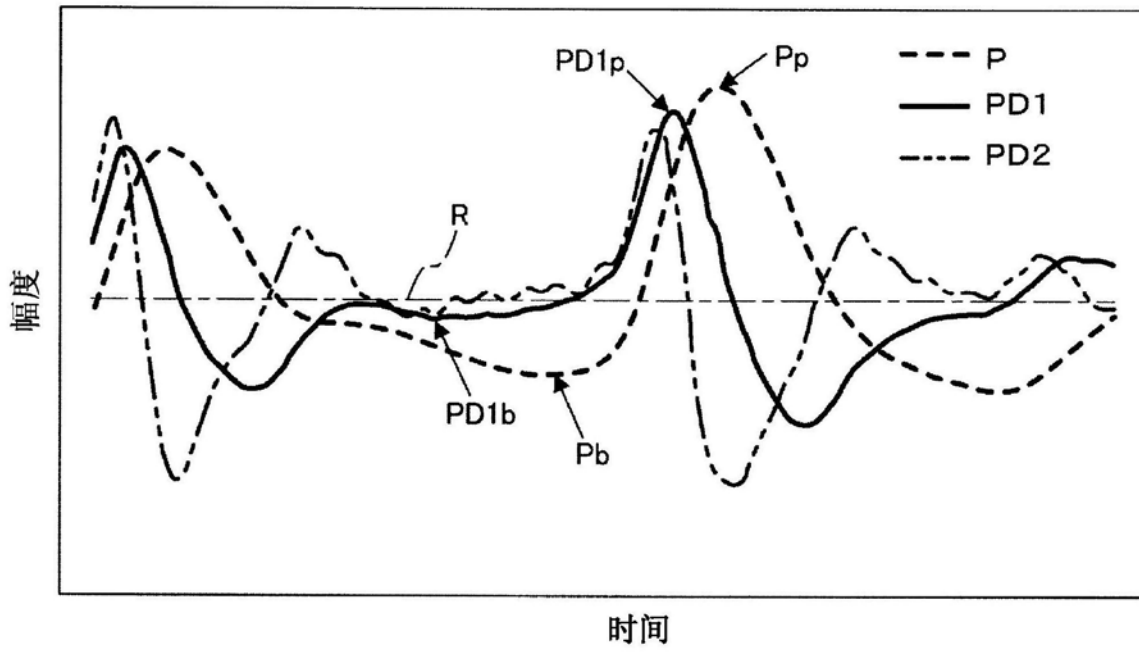


图3A

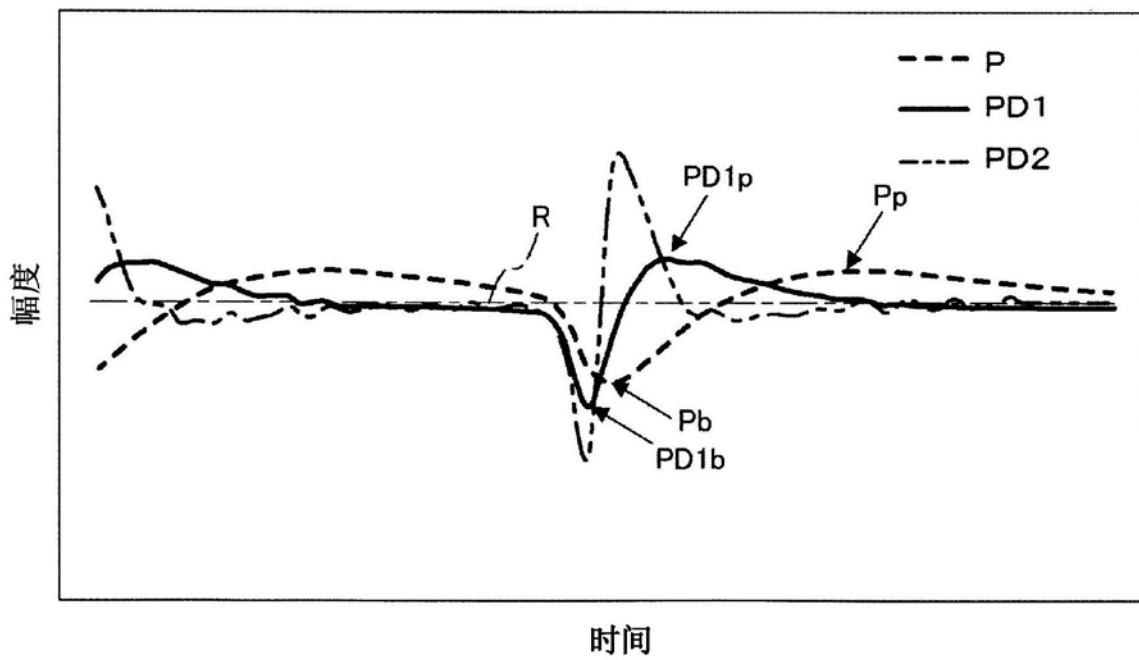


图3B

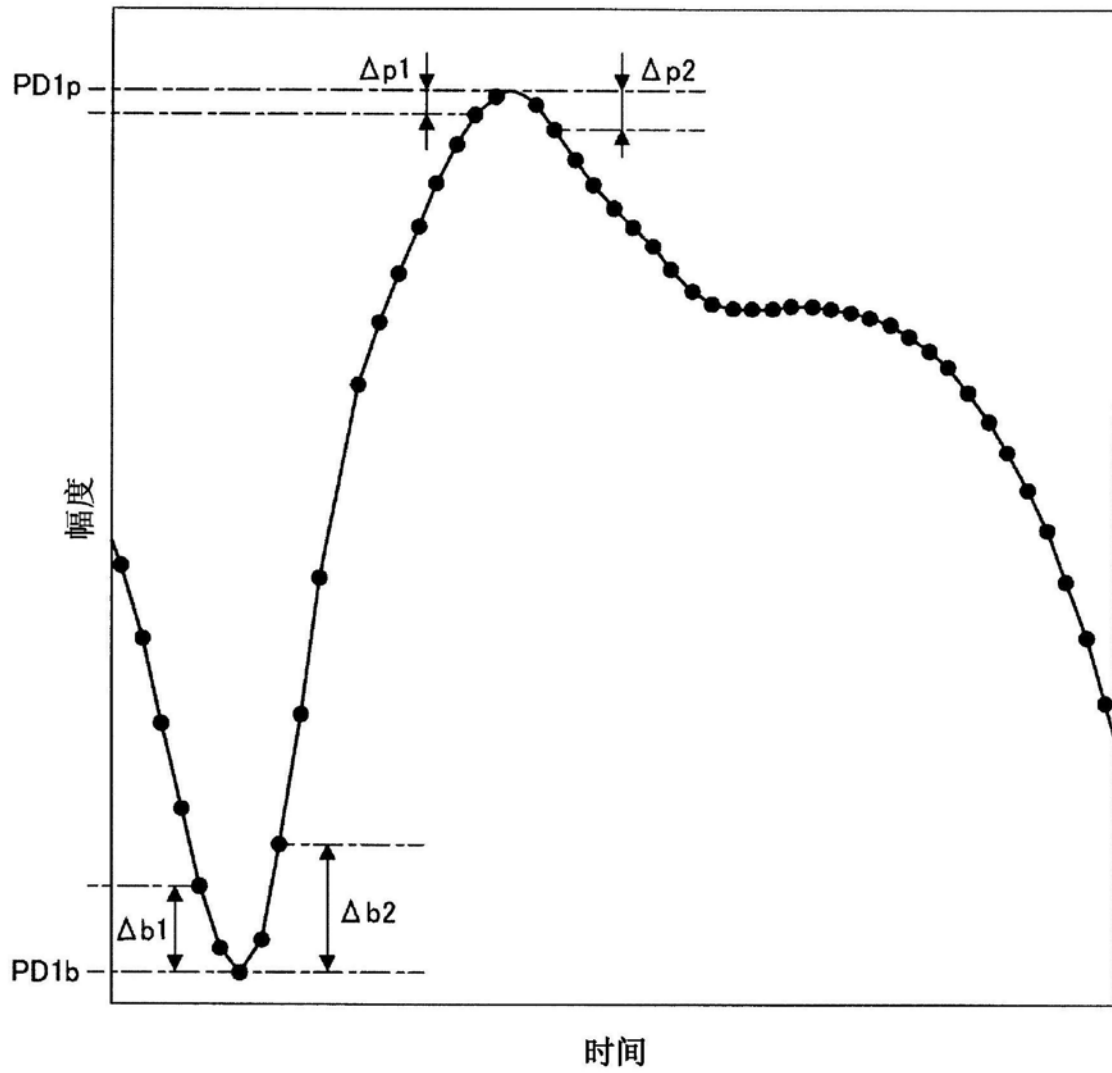


图4

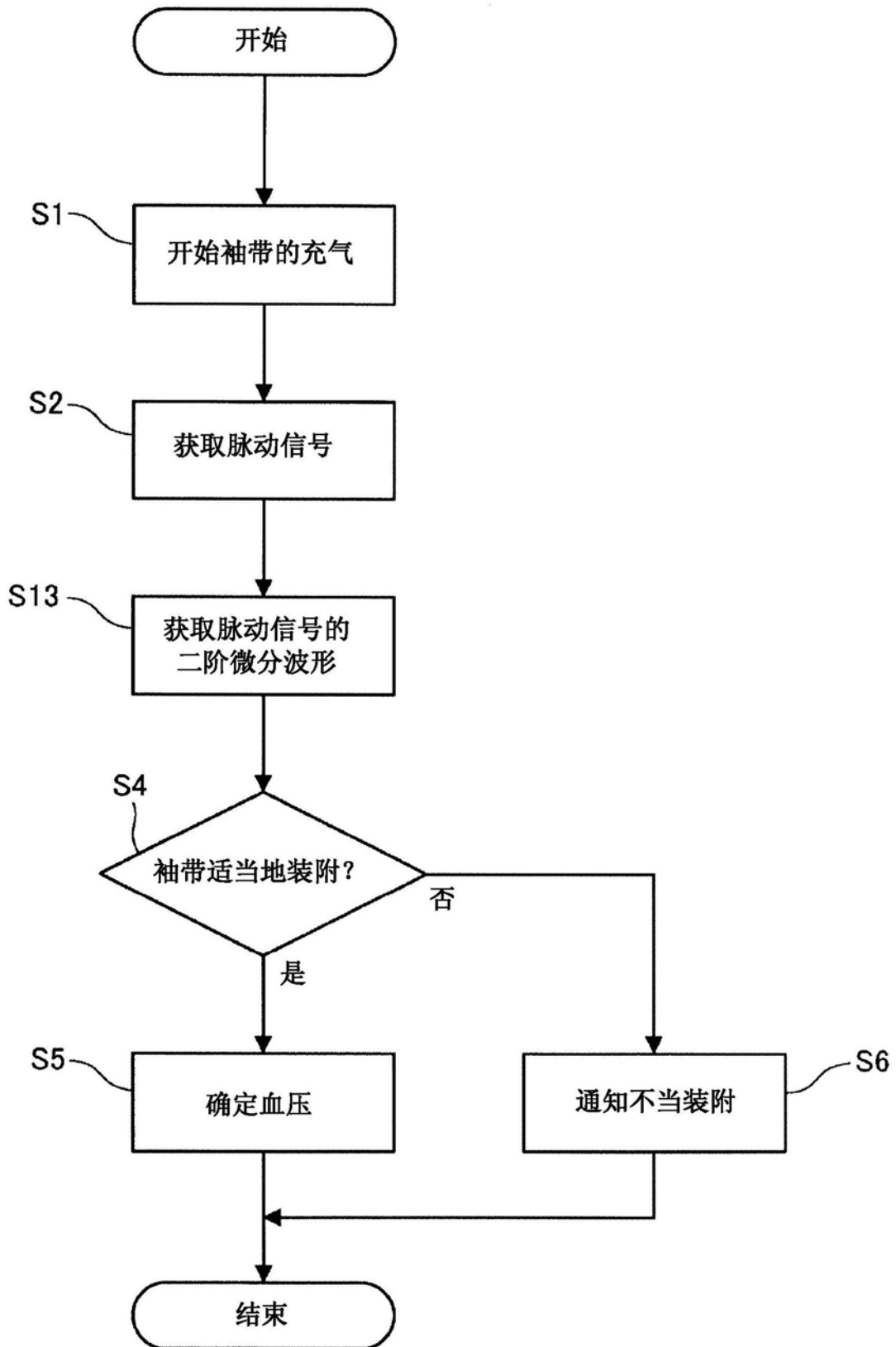


图5

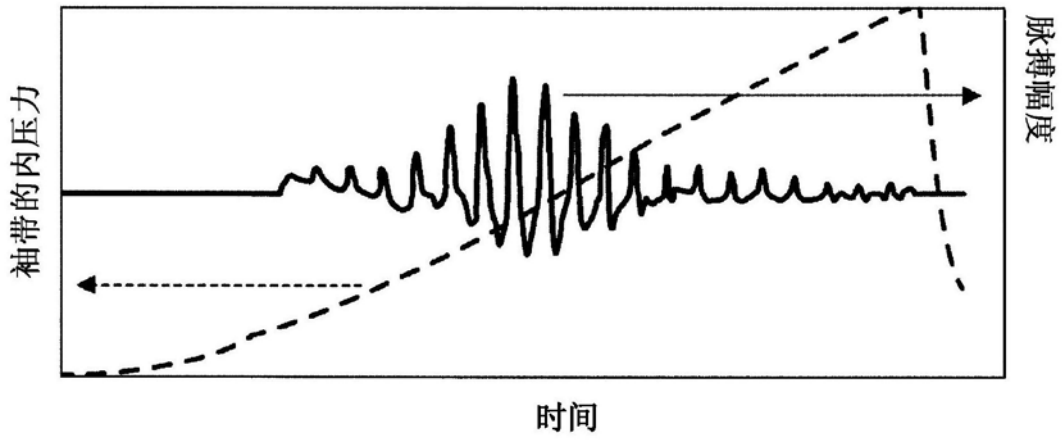


图6A

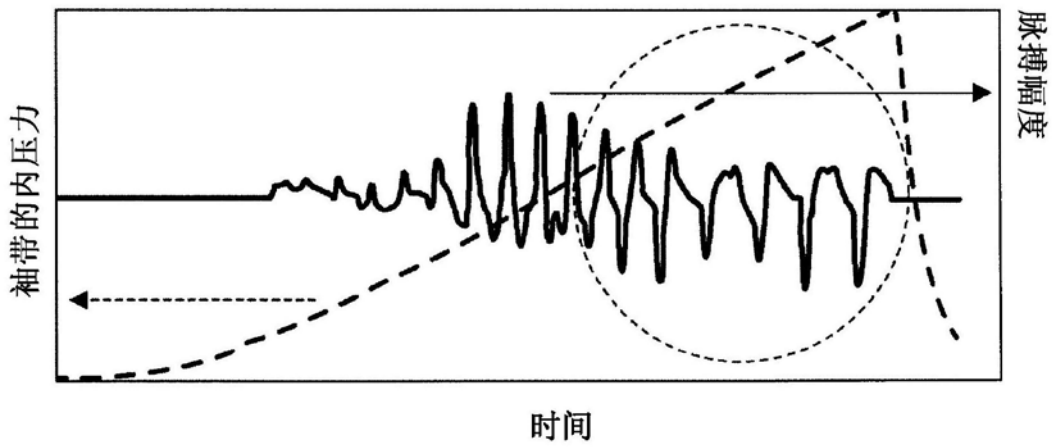


图6B

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 血压测量装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN110475506A | 公开(公告)日 | 2019-11-19 |
| 申请号 | CN201880023076.2 | 申请日 | 2018-03-20 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 日本光电工业株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 日本光电工业株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 日本光电工业株式会社 | | |
| [标]发明人 | 菊地启阳 | | |
| 发明人 | 菊地启阳 | | |
| IPC分类号 | A61B5/00 A61B5/022 | | |
| CPC分类号 | A61B5/02225 A61B5/6843 A61B5/7221 A61B5/7239 A61B5/022 | | |
| 代理人(译) | 石红艳 | | |
| 优先权 | 2017065003 2017-03-29 JP | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

一种使用装附于被检者(100)的袖带(3)测量被检者(100)血压的血压测量装置(2)，装备有处理器(221)和被配置为存储能够由处理器(221)读取的指令的存储器(222)。作为由处理器(221)执行的指令，血压测量装置(2)在增大袖带(3)的内压力的同时生成被检者(100)的脉动信号(P)；通过对脉动信号(P)进行微分而产生一阶微分信号(PD1)。然后血压测量装置(2)基于以下至少一项检测袖带的不当装附状态：一阶微分信号(PD1)的谷值(PD1b)；一阶微分信号(PD1)的峰值(PD1p)与谷值(PD1b)之间的关系；包括单位时间内的谷值(PD1b)的一阶微分信号(PD1)的幅度；以及幅度与包括单位时间内的峰值(PD1b)的一阶微分信号(PD1)的幅度之间的关系。

