



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104414625 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 18

(21) 申请号 201410413037. 7

(22) 申请日 2014. 08. 20

(30) 优先权数据

2013-172398 2013. 08. 22 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 成泽敦

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 5/02(2006. 01)

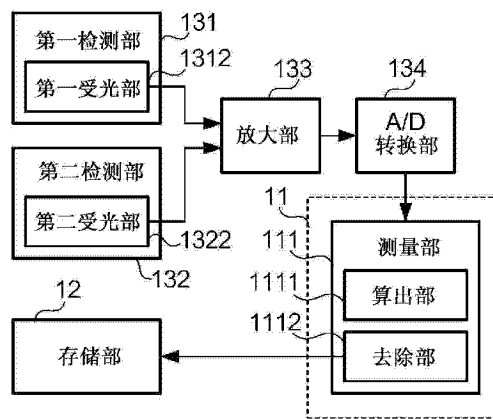
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

脉波测量装置

(57) 摘要

本发明提供一种脉波测量装置。第一受光部沿生物体的接触面从与该生物体接触并向该生物体的内部照射规定波长的光的发光部隔开第一距离而配置,用规定压力压迫生物体的第一部位并从第一部位接收在该生物体内反射的光。第二受光部沿生物体的接触面从与该生物体接触并向该生物体的内部照射规定波长的光的发光部隔开比第一距离更长的第二距离而配置,用规定压力压迫生物体中与第一部位不同的第二部位并从第二部位接收在该生物体内反射的光。测量部根据分别表示第一受光部所接收的光和第二受光部所接收的光的各信号测量生物体的脉波。



1. 一种脉波测量装置,其特征在于,具有:

第一受光部,所述第一受光部沿生物体的接触面从与所述生物体接触并向所述生物体的内部照射规定的波长的光的发光部隔开第一距离而配置,用规定的压力压迫所述生物体的第一部位,并从所述第一部位接收在所述生物体内反射的所述光;

第二受光部,所述第二受光部沿所述生物体的接触面从与所述生物体接触并向所述生物体的内部照射所述波长的光的发光部隔开比所述第一距离更长的第二距离而配置,用所述压力压迫所述生物体中与所述第一部位不同的第二部位,并从所述第二部位接收在所述生物体内反射的所述光;以及

测量部,所述测量部根据分别表示所述第一受光部所接收的光以及所述第二受光部所接收的光的各信号测量所述生物体的脉波。

2. 根据权利要求1所述的脉波测量装置,其特征在于,

所述第一距离是2毫米以上4毫米以下。

3. 根据权利要求1或2所述的脉波测量装置,其特征在于,

所述第二距离是4毫米以上10毫米以下。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的脉波测量装置,其特征在于,

所述规定的压力是1千帕以上6千帕以下。

5. 根据权利要求1至3中任一项所述的脉波测量装置,其特征在于,

所述规定的压力是2千帕以上3千帕以下。

6. 根据权利要求1至3中任一项所述的脉波测量装置,其特征在于,

所述规定的压力是5千帕以上6千帕以下。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的脉波测量装置,其特征在于,

所述规定的波长是470纳米以上610纳米以下。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的脉波测量装置,其特征在于,

所述生物体的接触面中从所述发光部到所述第一受光部的第一区域具有与所述接触面中从所述发光部到所述第二受光部的第二区域重叠的部分。

9. 根据权利要求8所述的脉波测量装置,其特征在于,

所述第一区域和所述第二区域在所述接触面上交叉。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的脉波测量装置,其特征在于,

所述测量部根据表示所述第一受光部所接收的光的信号和表示所述第二受光部所接收的光的信号的频率差,从各所述信号中任一个去除由所述生物体的体动引起的噪声来测量所述脉波。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的脉波测量装置,其特征在于,

由照射所述第二受光部接收的光的发光部来照射所述第一受光部接收的光。

脉波测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及测量生物体的脉波的装置。

背景技术

[0002] 由于脉波作为血液的容积的变化被体现,所以光电脉波传感器能够通过捕捉作为测量对象的部位的血液量的变化而测量脉波。但是,血液的容积除了随心脏的跳动(即脉波)变化外,还会随人体的活动(以下称为体动)而变化。因此,当利用光电脉波传感器测量脉波时,在从心脏到检测部位的输送过程中,会有波动中含有体动引起的噪声的情况。即,由于血液是流体,血管有弹性,从而由体动产生的血液的流动引起血液量的变化,有作为伪搏动而被测量到的情况。

[0003] 已开发一种进行运算处理以去除这样的体动引起的噪声成分的脉波测量装置。例如,专利文献 1 记载了分别照射不同波长的光、同时测量其反射光、从测量值提取搏动成分的方法。该方法利用在动脉血中占主导的氧合血红蛋白和在静脉血中占主导的还原血红蛋白间具有不同吸光特性这一现象。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1 :日本特开昭 55-120858 号公报

发明内容

[0007] 发明拟解决的课题

[0008] 但是,通过检测反射光来测量脉波的传感器中所使用的波长不同的照射光向生物体内部的光的穿透深度也不同。因此,在专利文献 1 中所公示的技术中,多个传感器间产生的吸光度的差也包括波长不同的光的穿透深度差所带来的影响,去除体动引起的噪声是困难的。

[0009] 本发明的目的在于,提供一种不依靠照射的光的波长的不同而从包含脉波的多个信号中去除噪声的技术。

[0010] 用于解决课题的手段

[0011] 为了解决上述课题,本发明涉及的脉波测量装置具有:第一受光部,所述第一受光部沿生物体的接触面从与所述生物体接触并向所述生物体的内部照射规定的波长的光的发光部隔开第一距离而配置,用规定的压力压迫所述生物体的第一部位,并从所述第一部位接收在所述生物体内反射的所述光;第二受光部,所述第二受光部沿所述生物体的接触面从与所述生物体接触并向所述生物体的内部照射所述波长的光的发光部隔开比所述第一距离更长的第二距离而配置,用所述压力压迫所述生物体中与所述第一部位不同的第二部位,并从所述第二部位接收在所述生物体内反射的所述光;以及测量部,所述测量部根据分别表示所述第一受光部所接收的光以及所述第二受光部所接收的光的各信号测量所述生物体的脉波。

- [0012] 根据该构成,不依靠照射的光的波长的不同即可从包含脉波的多个信号中去除噪声。
- [0013] 在上述方式中,优选所述第一距离是 2 毫米以上 4 毫米以下。
- [0014] 另外,在上述方式中,优选所述第二距离是 4 毫米以上 10 毫米以下。
- [0015] 根据该构成,与其它构成相比,可容易测量表示脉波的、对体动引起的噪声的灵敏度不同的两种信号。
- [0016] 另外,在上述方式中,优选所述规定的压力是 1 千帕以上 6 千帕以下。
- [0017] 根据该构成,与其它构成相比,当例如测量人体的脉波时也不易给人带来痛苦。
- [0018] 另外,在上述方式中,优选所述规定的压力是 2 千帕以上 3 千帕以下。
- [0019] 根据该构成,与其它构成相比,即使在例如数日这样的较长时间内连续测量也不易给生物体带来痛苦。
- [0020] 另外,在上述方式中,优选所述规定的压力是 5 千帕以上 6 千帕以下。
- [0021] 根据该构成,与其它构成相比,更易抑制体动引起的噪声对存在于生物体组织内的较浅位置的毛细血管产生的影响。
- [0022] 另外,在上述方式中,优选所述规定的波长是 470 纳米以上 610 纳米以下。
- [0023] 根据该构成,与其它构成相比,所照射的光容易被血管中的血红蛋白反射。
- [0024] 另外,优选的是,所述生物体的接触面中的从所述发光部到所述第一受光部的第一区域具有与所述接触面中的从所述发光部到所述第二受光部的第二区域重叠的部分。
- [0025] 根据该构成,与第一区域和第二区域不重叠的情况相比,产生误差的因素少。
- [0026] 另外,优选所述第一区域和所述第二区域在所述接触面上交叉。
- [0027] 根据该构成,与其它构成相比,能够使第一受光部和第二受光部各自接收的光的反射位置变近。
- [0028] 另外,优选的是,所述测量部根据表示所述第一受光部所接收的光的信号和表示所述第二受光部所接收的光的信号的频率差,从各所述信号的任一个去除由所述生物体的体动引起的噪声来测量所述脉波。
- [0029] 根据该构成,不依靠照射的光的波长的不同即可从包含脉波的多个信号中去除噪声。
- [0030] 另外,优选由照射所述第二受光部接收的光的发光部来照射所述第一受光部接收的光。
- [0031] 根据该构成,能够使脉波测量装置紧凑。

附图说明

- [0032] 图 1 是示出脉波测量装置的外观的图。
- [0033] 图 2 是示出脉波测量装置的构成的框图。
- [0034] 图 3 的 (a) 和图 3 的 (b) 是示出检测部的各个构成的配置的图。
- [0035] 图 4 是用于说明发光部和受光部的距离对光的穿透深度的影响的图。
- [0036] 图 5 是示出光反射的位置和信号强度比的关系的图。
- [0037] 图 6 的 (a) 和图 6 的 (b) 是示出吸光度及体动噪声灵敏度相对于按压力的变化的图。

[0038] 图 7 是示出控制部的功能构成的图。

[0039] 图 8 的 (a) 和图 8 的 (b) 是示出变形例中的发光部和受光部的配置的图。

[0040] 附图标记说明

[0041] 1 脉波测量装置 ;11 控制部 ;111 测量部 ;1111 算出部 ;1112 去除部 ;12 存储部 ;13 检测部 ;131 第一检测部 ;1311 第一发光部 ;1312 第一受光部 ;132 第二检测部 ;1321 第二发光部 ;1322 第二受光部 ;133 放大部 ;134A/D 转换部 ;14 显示部 ;141 显示面 ;15 操作部 ;151 操作单元 ;2 腕带

具体实施方式

[0042] 1. 实施方式

[0043] 1-1. 整体构成

[0044] 图 1 是示出脉波测量装置 1 的外观的图。脉波测量装置 1 具有用腕带 2 而固定在使用者的手腕的手表样的结构。在脉波测量装置 1 的表面设置有由液晶面板等构成的显示面 141(后述),在脉波测量装置 1 的侧面设置有使用者进行按压操作的按钮开关等操作单元 151(后述)。脉波测量装置 1 的背面与使用者手腕接触。

[0045] 图 2 是示出脉波测量装置 1 的构成的框图。控制部 11 具有 CPU(Central Processing Unit:中央处理器)、ROM(Read Only Memory:只读存储器)、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器),通过 CPU 读出并执行存储于 ROM 和存储部 12 中的计算机程序(以下简称程序),从而控制脉波测量装置 1 的各部。

[0046] 存储部 12 是固态硬盘(SSD:Solid State Drive)等大容量存储单元,存储被 CPU 读入的程序。显示部 14 具备使用了液晶等的显示面 141,根据来自控制部 11 的指示使图像在该显示面 141 显示。

[0047] 操作部 15 具备用于进行各种指示的按钮开关等操作单元 151,受理用户的操作并向控制部 11 提供与该操作内容相应的信号。此外,操作单元 151 也可以包括叠置在显示面 141 上的透明的触摸面板。

[0048] 检测部 13 具有第一检测部 131、第二检测部 132、放大部 133 以及 A/D 转换部 134。第一检测部 131 构成为测量生物体的脉波并输出表示该脉波的第一信号。具体而言,第一检测部 131 具有第一发光部 1311 和第一受光部 1312,被配置为上述第一发光部 1311 和上述第一受光部 1312 与生物体(此时为手腕的皮肤面)侧接触。第一发光部 1311 是与生物体接触并向该生物体的内部照射规定波长的光的光源的一个示例。

[0049] 第二检测部 132 构成为以与第一检测部 131 不同的灵敏度测量生物体的脉波并且输出表示该脉波的第二信号。这里的“灵敏度”是噪声灵敏度,表示噪声成分(由噪声引起的信号的强度)相对于脉波成分(由脉波引起的信号的强度)的比例。具体而言,第二检测部 132 具有第二发光部 1321 和第二受光部 1322,被配置为上述第二发光部 1321 和上述第二受光部 1322 与生物体侧接触。第二发光部 1321 是与生物体接触并向该生物体的内部照射规定波长的光的光源的一个示例。上述第一检测部 131 和第二检测部 132 的灵敏度之差源自第一发光部 1311 和第一受光部 1312 的距离与第二发光部 1321 和第二受光部 1322 的距离之差。

[0050] 放大部 133 是对由第一检测部 131 和第二检测部 132 分别输出的信号进行放大的

放大器。A/D 转换部 134 将被放大部 133 放大的模拟信号转换为数字信号。

[0051] 图 3 是示出检测部 13 的各个构成的配置的图。如图 3 的 (a) 所示,检测部 13 在脉波测量装置 1 中以与使用者的手腕的皮肤面侧接触的方式被配置在背面(即,设置有显示部 14 的显示面 141 的面的相反侧的面)。

[0052] 另外,如图 3 的 (b) 所示,在检测部 13 与使用者的手腕的皮肤面侧接触的部位,设置有第一检测部 131 的第一发光部 1311 和第一受光部 1312 以及第二检测部 132 的第二发光部 1321 和第二受光部 1322。各个构成被配置为第一发光部 1311 和第一受光部 1312 的距离比第二发光部 1321 和第二受光部 1322 的距离短。

[0053] 在检测部 13 中,第一受光部 1312 被配置为从第一发光部 1311 沿着生物体的接触面(这里是使用者的手腕的皮肤面)隔开第一距离 L1。第一受光部 1312 用规定的压力压迫使用者的手腕的对应部位(以下称为第一部位),并且从该第一部位接收从第一发光部 1311 照射而在生物体内反射的光。

[0054] 另外,第二受光部 1322 被配置为从第二发光部 1321 沿着生物体的接触面隔开比第一距离 L1 长的第二距离 L2。第二受光部 1322 用上述压力压迫使用者的手腕的对应部位、即生物体中与第一部位不同的第二部位,从该第二部位接收在该生物体内反射的光。

[0055] 生物体的接触面中从第一发光部 1311 到第一受光部 1312 的第一区域 R1 与该接触面中从第二发光部 1321 到第二受光部 1322 的第二区域 R2 交叉,具有作为它们重叠的部分的重复区域 Rd。像这样地在第一检测部 131 和第二检测部 132 各自的光路上存在重叠的部分意味着各光路透过生物体中共同的部分。从而,因为第一检测部 131 和第二检测部 132 都检测包含其共同部分上的脉波的信号,所以与第一区域 R1 不具有与第二区域 R2 共同的部分的情况相比,产生误差的因素少。另外,特别地,由于第一区域 R1 与第二区域 R2 交叉,从而第一受光部 1312 和第二受光部 1322 分别接收的光的反射位置变得更近。

[0056] 第一发光部 1311 向生物体组织照射预定波长的、与由未图示的电源供应的电流相应的光量的光。该预定波长例如是 470 纳米以上 610 纳米以下,更加优选 520 纳米以上 570 纳米以下。该波长与其它波长相比具有容易被血管中的血红蛋白反射的特征。第一受光部 1312 接收第一发光部 1311 照射的光中由生物体组织反射的光,并输出与其受光强度相应的信号作为第一信号。在该反射光中可能含有各种各样的光,其中,由血管中的血红蛋白反射的光是表示脉波的光。另一方面,例如如果存在使用者的身体的活动(体动),则反射光会受影响,会出现包含与脉波无关的噪声的情况。

[0057] 第二发光部 1321 向生物体组织照射与由第一发光部 1311 照射的光相同波长的、与被供应的电流相应的光量的光。第二受光部 1322 接收第二发光部 1321 照射的光中由生物体组织反射的光,并且输出与其受光强度相应的信号作为第二信号。

[0058] 图 4 是用于说明发光部和受光部的距离对光的穿透深度的影响的图。第一发光部 1311 和第一受光部 1312 以及第二发光部 1321 和第二受光部 1322 与使用者的手腕的皮肤面 Sf 接触。在图 4 中,假设第一发光部 1311 兼任第二发光部 1321。

[0059] 已知发光部和受光部的距离越短,对生物体内深的部分的灵敏度与对浅的部分的灵敏度相比相对越低。即,从第一发光部 1311 照射的光在生物体组织内的深度 D1 的位置反射后到达第一受光部 1312 的光的强度与在比深度 D1 更深的深度 D2 的位置反射后到达第一受光部 1312 的光的强度相比要强。另一方面,虽然从第二发光部 1321 照射的光在深

度 D1 的位置反射后到达第二受光部 1322 的光的强度与在深度 D2 的位置反射后到达第二受光部 1322 的光的强度相比更强,但是产生的差异不如在第一检测部 131 产生的差异大。因此,第一检测部 131 与第二检测部 132 相比是面向在相对浅的部位反射的光的检测的构成。

[0060] 图 5 是示出光反射的位置和信号强度比的关系的图。图 5 中示出分别在真皮深度 1.0mm 和真皮深度 1.5mm 的位置反射的光的信号强度与在真皮深度 0.5mm 的位置反射并由受光部接收的光的信号强度的比。例如,当从发光部到受光部的距离 L 是 2mm 时,在真皮深度 1.5mm 的位置反射的光的信号强度下降为在真皮深度 0.5mm 的位置反射的光的信号强度的约 20% 左右,当距离 L 是 6mm 时,维持在约 55% 左右。即,距离 L 越长,检测部 13 越容易检测相对较深位置的反射光,对在较浅位置和较深位置各自反射的各光的灵敏度的差减少。

[0061] 图 6 是示出吸光度以及体动噪声灵敏度相对于按压力的变化的图。如果改变检测部 13 对接触面的按压力,则生物体组织被压实的量和区域发生变化。特别是因为真皮层毛细血管多且为软组织,所以用较小的压力就能被压实。图 6 的 (a) 所示的毛细血管开放压力 p_1 [kPa] 是如果超过此压力则毛细血管开始关闭的临界压力,毛细血管关闭压力 p_2 [kPa] 是如果超过此压力则毛细血管关闭的临界压力。另外,如果按压力超过图 6 的 (a) 所示的动脉开放压力 p_3 [kPa],则动脉开始关闭,如果超过动脉关闭压力 p_4 [kPa],则动脉关闭。

[0062] 如果将按压脉波测量装置 1 的检测部 13 与使用者的人体等生物体接触的面的按压力设定在例如从毛细血管开放压力 p_1 到毛细血管关闭压力 p_2 的范围,则毛细血管处于未完全关闭的状态。从而此时,在毛细血管中流动的血液易因体动而移动,所以由存在于生物体组织内较浅位置的毛细血管反射的光中容易混入有噪声。其结果,由于从发光部到受光部的距离 L 为 2mm 的构成与该距离 L 比 2mm 更长的 6mm 的构成相比,更好地检测浅位置的反射光,所以对体动引起的噪声的灵敏度(即、体动噪声灵敏度)更高。

[0063] 另一方面,如果将按压力设定在例如从动脉开放压力 p_3 到动脉关闭压力 p_4 的范围,则由于动脉开放压力 p_3 是比毛细血管关闭压力 p_2 还高的压力,所以成为毛细血管完全关闭而动脉不完全关闭的状态。从而此时,毛细血管被压实而其内部的血液难以移动。即,在存在毛细血管的较浅位置的生物体组织反射的光不易混入有噪声。但是,因为动脉未完全关闭,所以动脉内部的血液容易移动。即,在存在动脉的较深位置的生物体组织反射的光中容易混入有噪声。其结果,由于距离 L 为 6mm 的构成与距离为 2mm 的构成相比,更好地检测较深位置上的反射光,所以体动噪声灵敏度更高。

[0064] 如上所述,根据设定按压力在哪个范围,第一检测部 131 和第二检测部 132 的体动噪声灵敏度逆转。例如,在图 6 所示的例子中,如果设定按压接触面的按压力为 2 千帕以上 3 千帕以下的压力,则从发光部到受光部的距离短的第一检测部 131 的体动噪声灵敏度变得比第二检测部 132 的体动噪声灵敏度更高。考虑这是因为,由于 2 千帕以上 3 千帕以下的压力比动脉开放压力 p_3 低,所以动脉开放,毛细血管比动脉更易混入有体动噪声。此外,因为 2 千帕以上 3 千帕以下的压力是较低的力,所以与其它构成相比,即使在例如数日这样的较长时间内连续测量也不易给生物体带来痛苦。

[0065] 另一方面,如果设定按压接触面的按压力为 5 千帕以上 6 千帕以下的压力,则从发光部到受光部的距离长的第二检测部 132 的体动噪声灵敏度变得比第一检测部 131 的体动

噪声灵敏度更高。在存储于存储部 12 的程序中描述有根据设定的压力、控制部 11 指定第一检测部 131 和第二检测部 132 中哪一个的体动噪声灵敏度高。

[0066] 1-2. 控制部的功能构成

[0067] 图 7 是示出控制部 11 的功能构成的图。由第一检测部 131 的第一受光部 1312 输出的第一信号和由第二检测部 132 的第二受光部 1322 输出的第二信号分别经放大部 133 放大,被 A/D 转换部 134 转换为数字信号后被供应给控制部 11。即,控制部 11 作为从测量生物体的脉波的第一检测部 131 获取表示该脉波的第一信号的第一获取部起作用。另外,控制部 11 作为从以与第一检测部 131 不同的灵敏度测量生物体的脉波的第二检测部 132 获取表示该脉波的第二信号的第二获取部起作用。

[0068] 获取了第一信号和第二信号的控制部 11 作为基于上述各个信号测量生物体的脉波的测量部 111 起作用。测量部 111 具有算出部 1111 和去除部 1112,上述算出部 1111 算出第一信号和第二信号的频率差,上述去除部 1112 基于算出部 1111 算出的频率差,从第一信号和第二信号中任一方向去除生物体的体动引起的噪声。测量部 111 从由体动噪声灵敏度高的一方的检测部输出的信号中提取体动噪声,并从由体动噪声灵敏度低的一方的检测部输出的信号中去除该体动噪声,由此测量生物体的脉波。表示所测得的脉波的数值等被存储在存储部 12 中。

[0069] 如上所述,脉波测量装置 1 在两个分别具有照射相同波长的光的发光部的检测部中,利用从发光部到受光部的距离不同这一点,去除包含在各自输出的信号中的噪声,从而与现有技术相比能够高精度地测量脉波。

[0070] 2. 变形例

[0071] 以上就实施方式进行了说明,但该实施方式的内容可进行以下变形。另外,对以下的变形例也可以进行组合。

[0072] 2-1. 变形例 1

[0073] 在上述实施方式中,第一区域 R1 与第二区域 R2 交叉,但是各个区域的配置不限于此。另外,虽然第一发光部 1311 和第二发光部 1321 是分开的个体,但是第一发光部 1311 也可以兼任第二发光部 1321。图 8 是示出该变形例中的发光部和受光部的配置的图。在该例中,如图 8 的 (a) 所示,第一发光部 1311 兼任第二发光部 1321。而且,在将从第一发光部 1311 到第一受光部 1312 的领域延长后的位置设置有第二受光部 1322。即,从第一发光部 1311 到第一受光部 1312 的第一领域 R1 可以包含在从第二发光部 1321 到第二受光部 1322 的第二领域 R2 中。

[0074] 2-2. 变形例 2

[0075] 另外,如图 8 的 (b) 所示,第一发光部 1311 兼任第二发光部 1321,并且,可以在从第一发光部 1311 观察与设置有第一受光部 1312 的方向相反的一侧设置第二受光部 1322。此时,设置有第一发光部 1311 的区域相当于重复区域 Rd。

[0076] 2-3. 变形例 3

[0077] 在上述实施方式中,获取了第一信号和第二信号的控制部 11 算出上述各信号的频率差,基于该频率差,从第一信号和第二信号中任一去除生物体的体动引起的噪声,由此测量生物体的脉波,但是去除体动引起的噪声的方法不仅限于此。例如,控制部 11 也可以算出各信号的强度差来去除体动引起的噪声。

[0078] 2-4. 变形例 4

[0079] 在上述实施方式中, 按压脉波测量装置 1 的检测部 13 与生物体接触的面的按压力被预先设定, 但是也可以使其变化。此时, 脉波测量装置 1 可以具有计测该按压力的计测部, 脉波测量装置 1 的控制部 11 根据该计测部计测的按压力, 指定第一检测部 131 和第二检测部 132 中哪一个的体动噪声灵敏度高。

[0080] 2-5. 变形例 5

[0081] 检测部的数量不限于实施方式中所述的数量。在实施方式中, 虽然举例说明了脉波测量装置 1 具有第一检测部 131 和第二检测部 132 这两个检测部, 但是脉波测量装置 1 也可以具有三个以上的检测部。此时, 脉波测量装置 1 可以使用从选自上述三个以上的检测部中的两个检测部所输出的信号来获取表示脉波的信号。

[0082] 2-6. 变形例 6

[0083] 在上述实施方式中, 虽然没有提及第一距离 L1 的范围, 但是优选第一距离 L1 是 2 毫米以上 4 毫米以下。另外, 优选第二距离 L2 比第一距离 L1 更长, 且为 4 毫米以上 10 毫米以下。

[0084] 2-7. 变形例 7

[0085] 在上述实施方式中, 在图 6 所示的例子中示出了: 如果将按压接触面的按压力设定为 2 千帕以上 3 千帕以下的压力, 则第一检测部 131 的体动噪声灵敏度变得比第二检测部 132 的体动噪声灵敏度更高, 如果设定为 5 千帕以上 6 千帕以下的压力, 则第二检测部 132 的体动噪声灵敏度变得比第一检测部 131 的体动噪声灵敏度更高, 但是该按压力的设定不限于上述范围。从因按压而生物体所承受的负担与检测精度的关系出发, 优选按压接触面的按压力为 1 千帕以上 6 千帕以下。

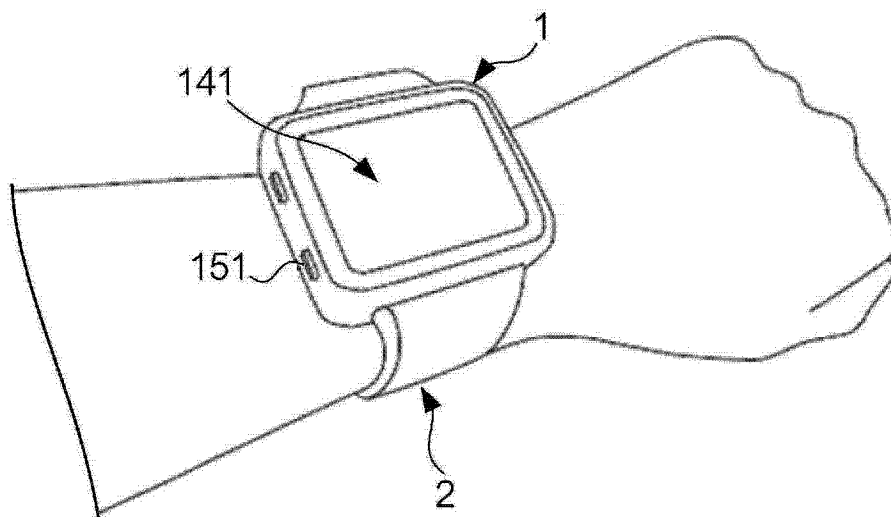


图 1

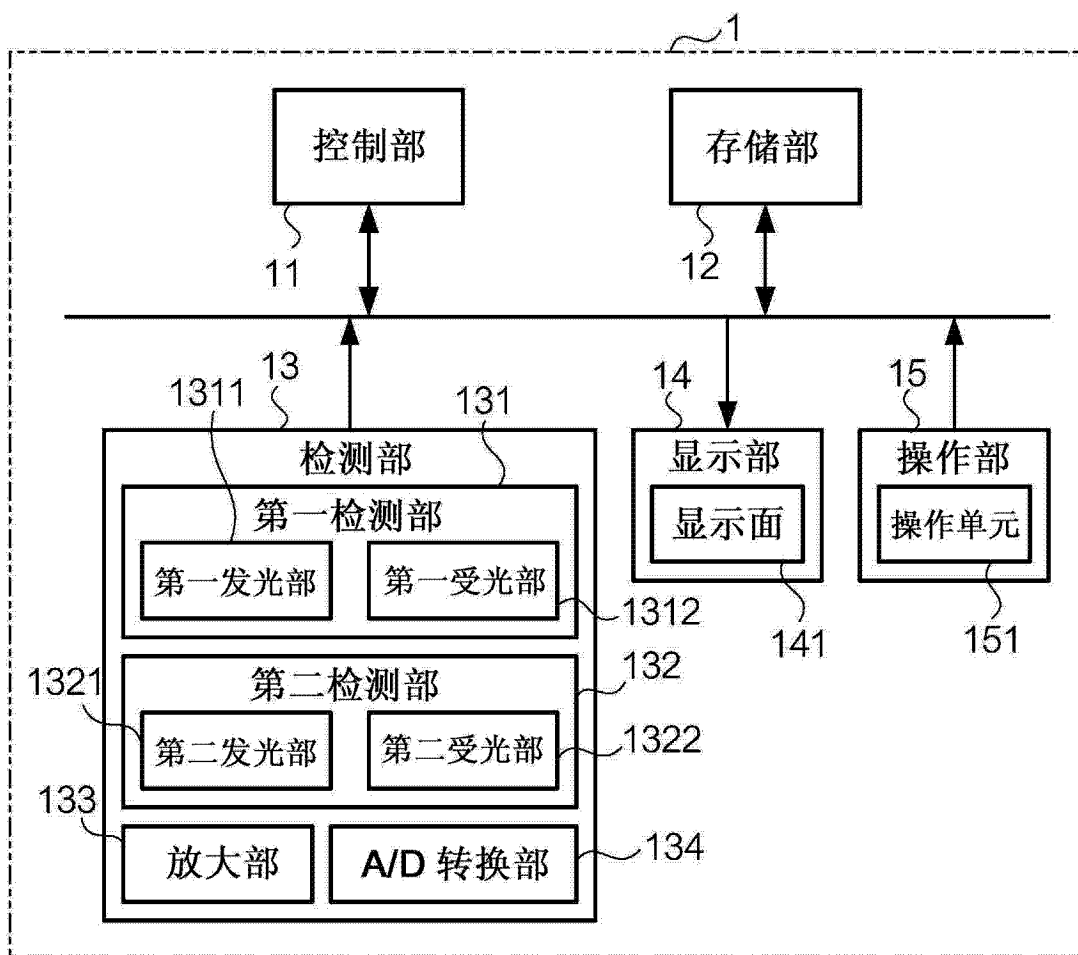


图 2

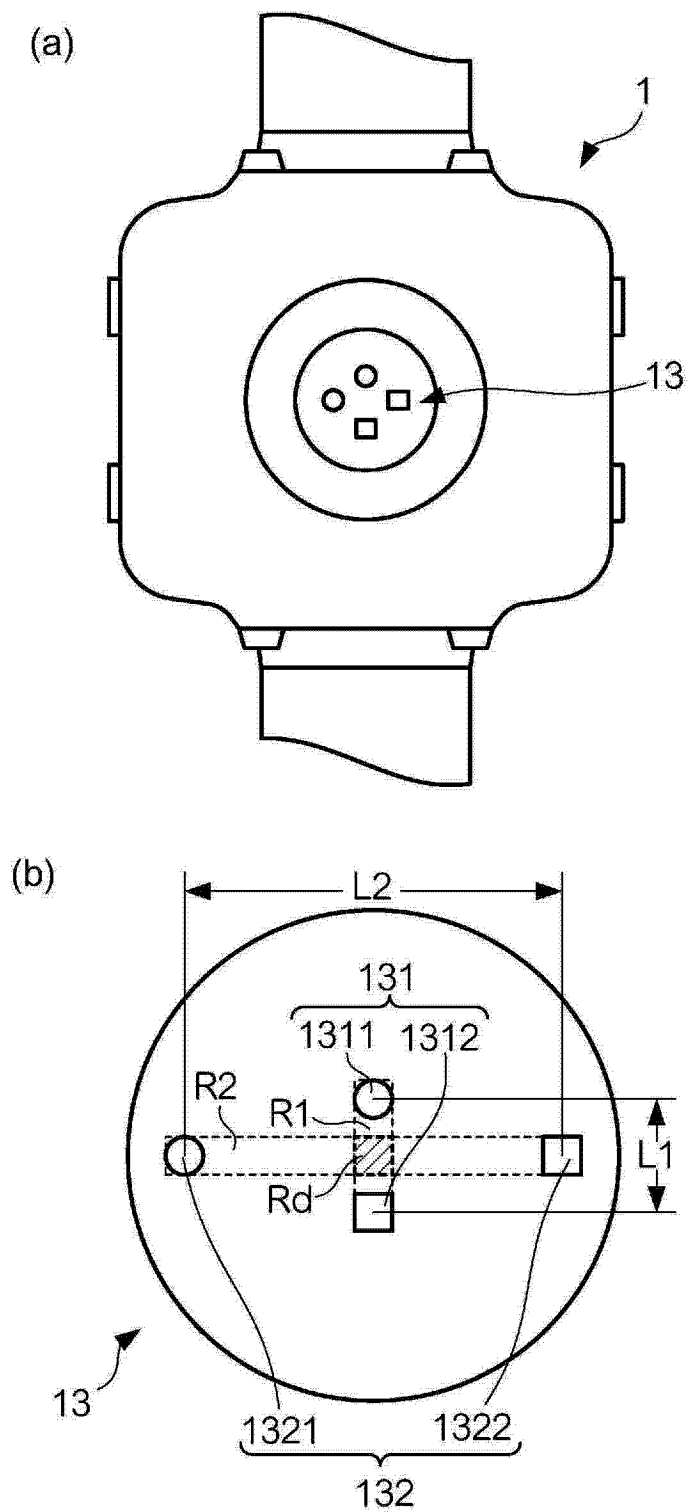


图 3

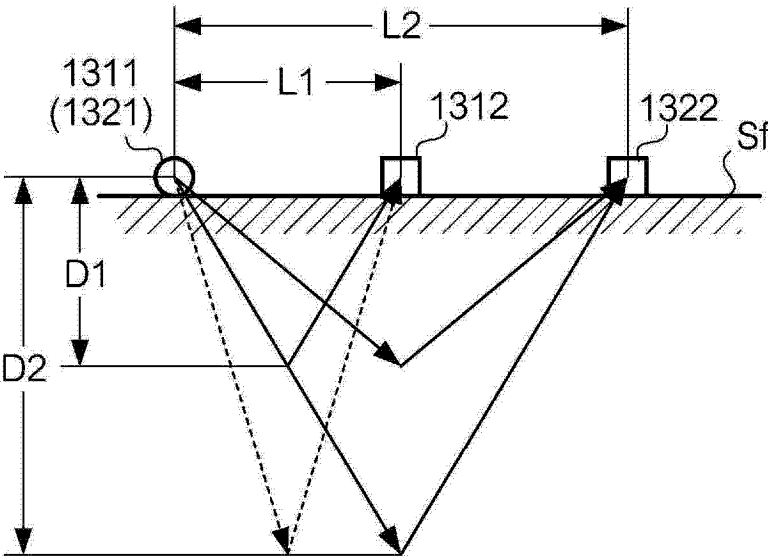


图 4

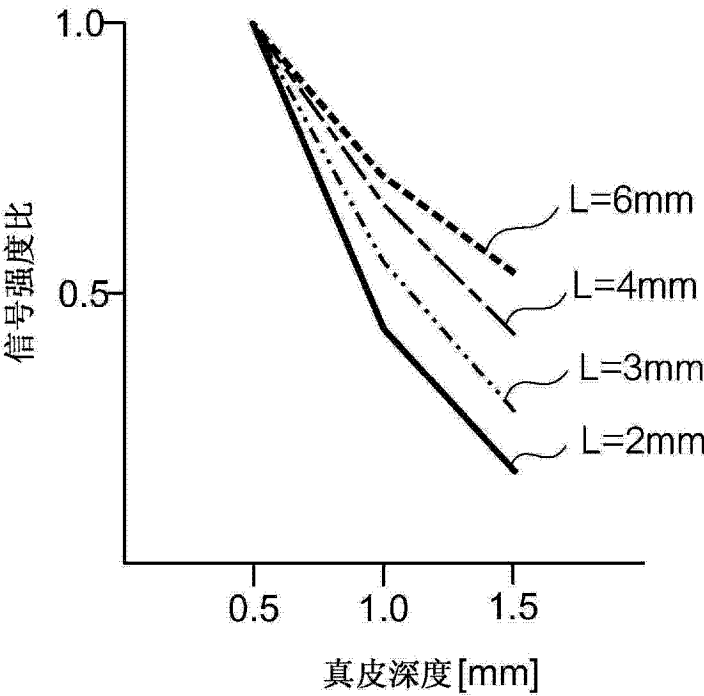


图 5

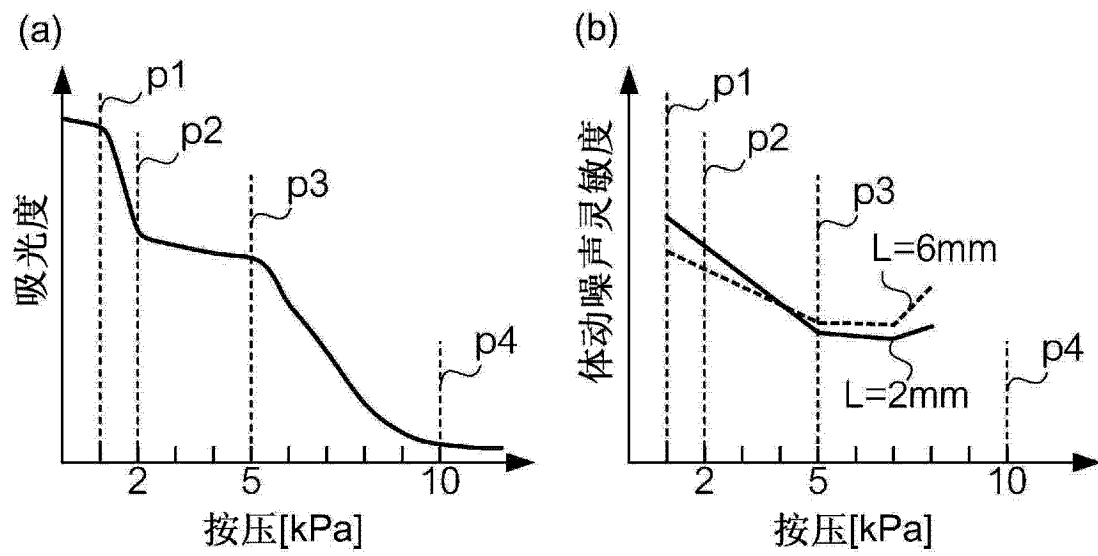


图 6

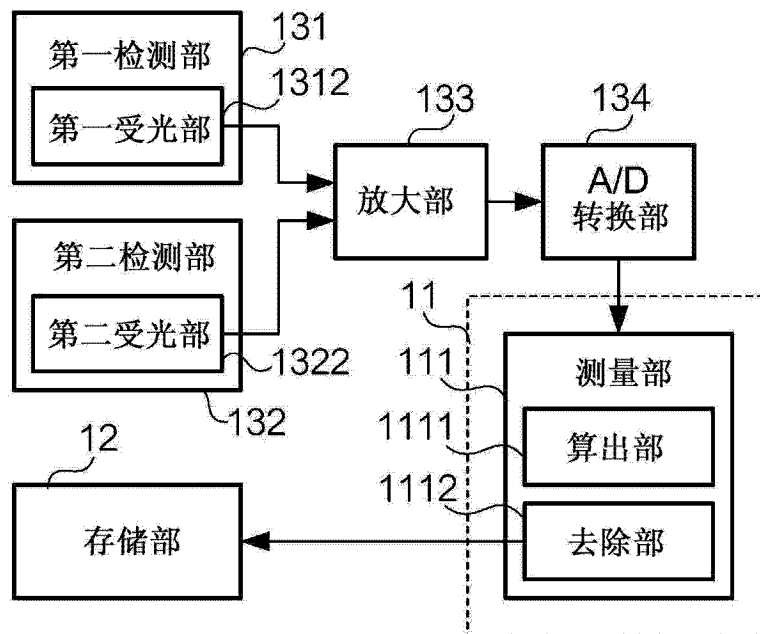


图 7

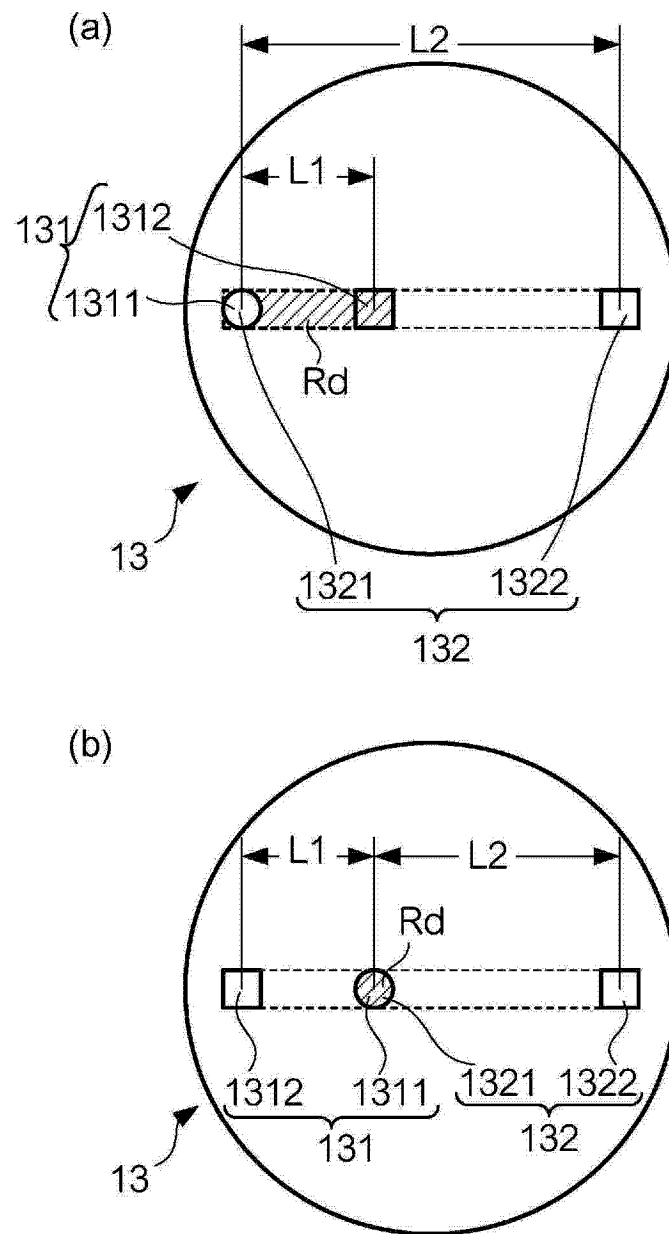


图 8