



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 115243613 A

(43) 申请公布日 2022. 10. 25

(21) 申请号 202180017522.0

(22) 申请日 2021.03.01

(30) 优先权数据

2020-062900 2020.03.31 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2022.08.29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2021/007619 2021.03.01

(87) PCT国际申请的公布数据

W02021/199827 JA 2021.10.07

(71) 申请人 欧姆龙健康医疗事业株式会社

地址 日本京都府向日市

(72) 发明人 阪口裕晖 川端康大 藤井健司

松村直美 藤田丽二 伊藤晃人

河合望

(74) 专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理

有限公司 11205

专利代理师 杨丽爽 臧建明

(51) Int.Cl.

A61B 5/25 (2006.01)

A61B 5/256 (2006.01)

A61B 5/332 (2006.01)

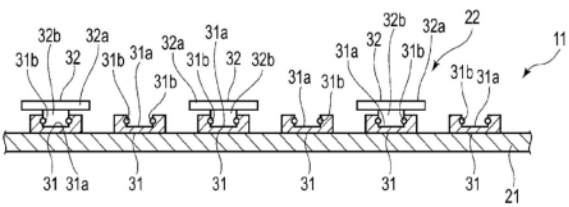
权利要求书1页 说明书14页 附图15页

(54) 发明名称

带及心电测定装置

(57) 摘要

一种用于心电测定装置(1)的带(11)具备：带主体(21)，卷缠于生物体；三个以上的基底电极(31)，沿着带主体(21)的长尺寸方向设置；和帽电极(32)，能拆装于基底电极(31)，该帽电极(32)为两个以上并且比基底电极(31)少。



1. 一种带,所述带具备:
带主体,卷缠于生物体;
三个以上的基底电极,沿着所述带主体的长尺寸方向设置;和
帽电极,能拆装于所述基底电极,所述帽电极两个以上并且比所述基底电极少。
2. 根据权利要求1所述的带,其中,
所述基底电极通过粘贴、缝制、嵌入、铆接或磁力固定于所述带主体,
所述帽电极通过嵌入、磁力或拧入以拆装自如的方式选择性地固定于所述基底电极。
3. 根据权利要求1或2所述的带,其中,
所述帽电极的与所述生物体接触的面的形状形成为圆形或多边形。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的带,其中,
所述基底电极和所述帽电极中的一方具有凹陷,另一方具有插入所述凹陷的插入部。
5. 根据权利要求4所述的带,其中,
所述凹陷和所述插入部为绕所述插入部的轴心的旋转被限制的形状。
6. 根据权利要求1至5中任一项所述的带,其中,
所述帽电极为干式电极或湿式电极。
7. 一种心电测定装置,所述心电测定装置具备:
如权利要求1至6中任一项所述的带;和
装置主体,通过装接于所述基底电极的所述帽电极来检测心电图波形。

带及心电测定装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于对因心脏的跳动而产生的与生物体的表面的电位相应的生物体信号进行测定的带及心电测定装置。

背景技术

[0002] 已知一种心电测量装置,其对作为生物体信号之一的因心脏的跳动而产生的产生于生物体的表面的电压即心电信号进行检测,生成用户的心电图波形。

[0003] 作为这样的心电测量装置,日本专利第5428889号公报中公开了一种使用带的心电测定装置,该带具有:带主体,卷缠于用户的上臂;以及多个电极,沿着一个方向等间隔地固定于该带主体的内表面。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本专利第5428889号公报

发明内容

[0007] 发明要解决的问题

[0008] 在上述的心电测定装置中,为了与各种用户的上臂对应,设于带的多个电极的数量会变多。即,上臂的周向的长度根据用户的不同而不同。因此,为了与具有不同的周向的长度的上臂对应,心电测定装置的带中需要许多电极。此外,当电极的数量变多时,由于基于各电极的输出来形成心电波形,因此电路、处理会变得复杂。

[0009] 也考虑减少电极的数量。然而,因心脏的跳动而产生的生物体表面的电位分布中存在个体差异,当减少电极数来测量心电波形时,根据上臂的周向的长度的不同,电位(心电信号)的检测强度因使用者而发生改变。因此,要求一种能通过抑制由生物体表面的电位分布的个体差异导致的心电信号的检测强度的差异等来以较少的电极数恰当地检测心电信号的技术。

[0010] 因此,本发明的目的在于提供一种能以较少的电极数恰当地检测心电信号的带及心电测定装置。

[0011] 技术方案

[0012] 根据一个方案,提供一种带,其具备:带主体,卷缠于生物体;三个以上的基底电极,沿着所述带主体的长尺寸方向设置;和帽电极,能拆装于所述基底电极,所述帽电极为两个以上并且比所述基底电极少。

[0013] 根据该方案,能将帽电极选择性地装配于多个基底电极。因此,能在相对于因进行心电测定的被测定者的心脏的跳动而产生的生物体的表面的电位的分布优选的位置设置帽电极。因此,能以较少的电极数恰当地检测心电信号。例如,通过在心电信号的检测强度高的位置配置帽电极,能提高所检测的心电信号的强度。

[0014] 提供上述一个方案的带,其中,所述基底电极通过粘贴、缝制、嵌入、铆接或磁力固

定于所述带主体,所述帽电极通过嵌入、磁力或拧入以拆装自如的方式选择性地固定于所述基底电极。

[0015] 根据该方案,由于基底电极固定于带主体,因此能只将帽电极选择性地装接于基底电极。因此,对于带而言,为了对与生物体接触的电极进行变更,只需移动帽电极即可。

[0016] 提供上述一个方案的带,其中,所述帽电极的与所述生物体接触的面的形状形成圆形或多边形。

[0017] 根据该方案,能与与生物体接触的帽电极设为适合于与生物体接触的形状。

[0018] 提供上述一个方案的带,其中,所述基底电极和所述帽电极中的一方具有凹陷,另一方具有插入所述凹陷的插入部。

[0019] 根据该方案,能通过将基底电极和帽电极中的一方插入另一方来固定基底电极和帽电极。

[0020] 提供上述一个方案的带,其中,所述凹陷和所述插入部为绕所述插入部的轴心的旋转被限制的形状。

[0021] 根据该方案,能抑制帽电极旋转,因此例如即使帽电极的与生物体接触的面形成通过帽电极旋转而会与相邻的帽电极接触的形状,也能抑制帽电极彼此接触。

[0022] 提供上述一个方案的带,其中,所述帽电极为干式电极或湿式电极。

[0023] 根据该方案,在帽电极检测心电信号时,能采用恰当的电极。

[0024] 提供一种心电测定装置,其具备:上述一个方案的带;和装置主体,通过装接于所述基底电极的所述帽电极来检测所述心电图波形。

[0025] 根据该方案,能通过带并使用根据被测定者而选择性地设置了帽电极的带来检测心电图波形。

[0026] 发明效果

[0027] 根据本发明的一个方案,能提供一种能以较少的电极数恰当地检测心电信号的带及心电测定装置。

附图说明

[0028] 图1是表示本发明的第一实施方式的心电测定装置的构成的说明图。

[0029] 图2是表示图1的心电测定装置的构成的俯视图。

[0030] 图3是表示图1的心电测定装置的构成的框图。

[0031] 图4是以部分省略的方式表示用于心电测定装置的带的构成的剖视图。

[0032] 图5是以部分省略的方式表示图4的带的构成的俯视图。

[0033] 图6是以部分省略的方式表示图4的带的构成的俯视图。

[0034] 图7是表示将上臂的截面形状假定为圆形时的第一电极至第九电极的配置的说明图。

[0035] 图8是表示由各电极对检测到的心电图波形的时序变化的例子的曲线图。

[0036] 图9是表示在不同的被测定者中由各电极与接地电极的成对分别检测到的心电图波形的时序变化的例子的曲线图。

[0037] 图10是表示上臂中的两个电极之间的距离的例子的说明图。

[0038] 图11是表示成为最大电位差时的电极的距离的直方图的说明图。

- [0039] 图12是以部分省略的方式表示第二实施方式的带的构成的剖视图。
- [0040] 图13是以部分省略的方式表示第三实施方式的带的构成的剖视图。
- [0041] 图14是以部分省略的方式表示第四实施方式的带的构成的剖视图。
- [0042] 图15是以部分省略的方式表示第五实施方式的带的构成的俯视图。
- [0043] 图16是以部分省略的方式表示第六实施方式的带的构成的俯视图。
- [0044] 图17是以部分省略的方式表示第七实施方式的带的构成的剖视图。
- [0045] 图18是以部分省略的方式表示其他实施方式的带的构成的俯视图。
- [0046] 图19是以部分省略的方式表示其他实施方式的带的构成的俯视图。
- [0047] 图20是以部分省略的方式表示其他实施方式的带的构成的剖视图。
- [0048] 图21是以部分省略的方式表示其他实施方式的带的构成的剖视图。

具体实施方式

[0049] 以下,基于附图对本发明的一个方面的实施方式进行说明。不过,以下说明的实施方式在所有方面仅为本发明的示例。

[0050] [第一实施方式]

[0051] 以下,使用图1至图7,如下举例示出本发明的第一实施方式的心电测定装置1和带11的一个例子。

[0052] 图1是表示本发明的第一实施方式的心电测定装置1的构成并且表示将心电测定装置1装戴于生物体的上臂100的状态的说明图。图2是将心电测定装置1的构成展开并从生物体侧进行表示的俯视图。图3是表示心电测定装置1的构成的框图。

[0053] 心电测定装置1是一种装戴于生物体,对生物体的皮肤的表面的多个部位的电位进行检测,并基于这些检测到的电压来生成心电图的生成所需的心电信息的电位测定装置。需要说明的是,心电测定装置1也可以生成并显示心电图波形,也可以是显示心电图的生成所需的信息并将该信息输出给外部的终端的构成。

[0054] 如图1和图2所示,心电测定装置1具备带11和装置主体12。在心电测定装置1中,例如带11和装置主体12形成为一体。心电测定装置1例如作为通过带11而装戴于作为生物体的上臂的所谓可穿戴设备来发挥功能。图1示出心电测定装置1装戴于被测定者的上臂100的状态的一个例子。需要说明的是,心电测定装置1也可以是带11和装置主体12分体构成并经由信号线等连接的构成。

[0055] 带11保持装置主体12。带11卷缠于生物体。如图1所示,带11例如装戴于被测定者的上臂。如图2、图4至图6所示,带11具备带主体21、电极阵列22以及固定单元23。需要说明的是,在图4中,省略带主体21的一部分、电极阵列22的构成的一部分以及固定单元23来进行表示,在图5和图6中,省略带主体21的一部分和固定单元23来进行表示。

[0056] 带主体21例如由具有柔软性的树脂或纤维构成。带主体21被设定为能装戴于装戴心电测定装置1的被测定者的上臂的长度。带主体21形成为在一个方向上长的带状。关于带主体21,在将心电测定装置1装戴于上臂时,在作为外侧的面的表面固定有装置主体12,在作为生物体侧的面的背面设有电极阵列22。

[0057] 电极阵列22经由信号线等与装置主体12电连接。电极阵列22具备多个基底电极31和多个帽电极32。

[0058] 多个基底电极31配置为沿着带主体21的长尺寸方向等间隔地排列。多个基底电极31分别与装置主体12电连接。基底电极31形成为能拆装帽电极32。

[0059] 基底电极31的数量能适当设定为即使被测定者的上臂的臂围长度为不同的长度也能生成心电图波形的数量。换言之,为了与各种被测定者的上臂对应,基底电极31被设定为比生成心电图波形所需的电极的数量多的数量,具体而言为比两个多的数量。

[0060] 在本实施方式中,使用设有九个基底电极31的例子来进行说明。

[0061] 帽电极32形成为能拆装于基底电极31。比基底电极31的数量少的数量的帽电极32用于检测用于生成心电图波形的心电信号。即,设有能检测到生成心电图波形所需的心电信号的数量的帽电极32,具体而言设有至少两个帽电极32。例如也可以设有三个帽电极32。在该情况下,两个帽电极32用于对上臂的皮肤的表面的电位进行检测的电极33。此外,一个帽电极32构成接地电极33A。在心电测定装置1装戴于被测定者的上臂时,这样的三个帽电极32选择性地装接于九个基底电极31,以使从被测定者检测到的心电信号成为较强的信号。

[0062] 通过基底电极31和装接于基底电极31的帽电极32,构成检测心电信号的电极33、33A。

[0063] 以下示出这样的基底电极31和帽电极32的具体例。为了能在基底电极31拆装帽电极32,基底电极31和帽电极32形成为可嵌入。在图2、图5以及图6中示出装接于基底电极31的帽电极32的不同的配置的例子。

[0064] 例如,形成为基底电极31和帽电极32中的一方具有弹簧而另一方具有公扣(凸型)的按扣形状。

[0065] 作为具体例,如图4至图6所示,基底电极31具有凹陷31a和设于凹陷31a的弹簧31b。基底电极31通过粘贴、缝制、嵌入、铆接或磁力固定于带主体21。在图4中示出基底电极31通过粘贴或缝制固定于带主体21的例子。

[0066] 帽电极32例如为干式电极。如图4至图6所示,帽电极32具备与生物体接触的平板状的电极部32a和作为插入凹陷31a的插入部的公扣32b。电极部32a例如形成为与生物体接触的面呈圆形的平面状。公扣32b为突起,通过插入基底电极31的凹陷31a并且由设于凹陷31a的弹簧31b保持而选择性地固定于基底电极31。

[0067] 固定单元23在将带主体21卷缠于上臂的状态下固定带主体21。固定单元23例如为钩环紧固件。钩环紧固件包括分别固定于带主体21的表面侧和背面侧的环面构件和钩面构件。需要说明的是,环面构件和钩面构件的设于带主体21的区域等能适当设定。固定单元23通过使用这样的钩环紧固件,能在带主体21沿着被测定者的上臂的周向卷绕的状态下固定该带主体21。

[0068] 装置主体12具备壳体41、操作部42、显示部43、电力供给部44、心电信息生成部45、心电图生成部46、存储器47以及控制部48。此外,装置主体12包括进行与外部的终端的信息的收发的通信部。需要说明的是,通信部通过无线和/或有线来与外部的终端进行信息的收发。

[0069] 壳体41容纳操作部42的一部分、显示部43的一部分、心电信息生成部45、心电图生成部46、存储器47以及控制部48。此外,壳体41使操作部42的一部分和显示部43的一部分从外表面露出。壳体41固定于带11。

[0070] 操作部42输入来自使用者的指令。例如,操作部42包括多个按钮42a和对按钮42a的操作进行检测的传感器。需要说明的是,操作部42也可以包括设于壳体41、显示部43等的压敏式、电容式等的触摸面板和受理基于声音的指令的麦克风等。操作部42通过由使用者进行操作来将指令转换成电信号,并将该电信号输出给控制部48。

[0071] 显示部43与控制部48电连接。显示部43例如是液晶显示器(LCD:Liquid Crystal Display)或有机电致发光显示器(OELD:Organic Electro Luminescence Display)。显示部43按照来自控制部48的控制信号,显示日期和时间、心电信息、心电图波形等。需要说明的是,在心电测定装置1用于显示血压值的生物体信息测定装置的情况下,显示部43也可以显示包括最高血压和最低血压等血压值、心率等测定结果的各种信息。

[0072] 电力供给部44是电源。电力供给部44例如是锂离子电池等二次电池。电力供给部44与控制部48电连接。作为具体例,电力供给部44向控制部48供给电力。电力供给部44向控制部48供给驱动用的电力,并且经由控制部48向操作部42、显示部43、心电信息生成部45、心电图生成部46、存储器47供给驱动用的电力。

[0073] 心电信息生成部45例如经由信号线与电极阵列22的多个基底电极31电连接。心电信息生成部45根据由两个帽电极32检测到的电压来计算出电位差。具体而言,心电信息生成部45计算出装接于九个基底电极31中的两处的两个帽电极32的电位差,生成心电信息。

[0074] 心电图生成部46与心电信息生成部45电连接。心电图生成部46基于心电信息生成部45所生成的心电信息来生成心电图的信息。该心电图的信息中也可以包括心电图波形。

[0075] 这样的心电信息生成部45和心电图生成部46例如是能分别执行心电信息生成部45和心电图生成部46的功能的处理电路。心电信息生成部45和心电图生成部46与控制部48电连接。需要说明的是,也可以是,控制部48包括心电信息生成部45和心电图生成部46的处理电路,通过执行存储于存储器47的程序来执行心电信息生成部45和心电图生成部46的功能。

[0076] 此外,例如,心电信息生成部45或心电图生成部46也可以具有低通滤波器、放大器以及模数转换器。例如,对于电位差的信号而言,通过低通滤波器来去除不需要的噪声成分,进而通过放大器来进行放大,然后通过模数转换器来转换为数字信号。

[0077] 存储器47例如作为存储介质而包括SSD(Solid State Drive:固态驱动器)、RAM(Random Access Memory:随机存取存储器)以及ROM(Read Only Memory:只读存储器)等。存储器47储存执行各种控制处理所需的程序。此外,存储器47存储检测到的心电信号、生成的心电信息及心电图信息等。此外,例如,在存储器47中按时序存储有这些信息。

[0078] 控制部48包括单个或多个处理器。控制部48由一个以上的处理电路形成。控制部48例如是CPU(Central Processing Unit:中央处理单元)。控制部48基于储存于存储器47的程序来执行心电测定装置1的整体的动作和规定的动作(功能)。控制部48按照读取到的程序来执行规定的运算、解析、处理等。控制部48进行操作部42、显示部43、心电信息生成部45和心电图生成部46的动作的控制、信号的收发以及电力的供给。

[0079] 如此构成的心电测定装置1首先在多个基底电极31中的适合于心电测定的选择出的两处装接帽电极32,形成恰当距离的帽电极32对。由此,形成用于检测心电信号的电极33对。此外,例如,在剩余的基底电极31中的任意一处装接帽电极32,形成接地电极33A。

[0080] 然后,将装置主体12配置于上臂100,通过固定单元23来将带主体21固定于上臂。

由此,心电测定装置1被装戴于被测定者的上臂。然后,对操作部42进行操作,由此控制部48控制各构成,通过设有帽电极32的基底电极31来检测心电信号。然后,心电信息生成部45根据心电信号来生成心电信息,心电图生成部46根据心电信息来生成心电图信息。控制部48将心电信息和心电图信息存储于存储器47,并且在显示部43显示日期和时间、心电图等信息。此外,控制部48也可以控制通信部将日期和时间、心电信息以及心电图信息等各种信息发送给外部的终端。

[0081] 接着,对导出每个被测定者的恰当距离的电极33对的方法进行说明。需要说明的是,导出每个被测定者的恰当距离的电极33对的装置也可以使用心电测定装置1,此外,也可以使用具有与心电测定装置1的多个基底电极31相同配置的电极的能进行其他心电测定的装置。需要说明的是,在以下的说明中,为了便于说明,将九个基底电极31按排列顺序设为第一基底电极311至第九基底电极319来进行说明。

[0082] 在本实施方式的电极33对的导出方法的说明中,使用在心电测定装置1的所有各基底电极311~319装接有帽电极32的例子来进行说明。此外,将装接有帽电极32的各基底电极311~319分别设为第一电极311至第九电极319来进行说明。

[0083] 此外,以假定在将心电测定装置1装戴于上臂时,采用使手心朝向上方的姿态的上臂,然后,如图7所示,在将上臂100的截面形状假定为圆形时,第一电极311至第九电极319沿着逆时针以40°间隔定位的方式进行说明。

[0084] 首先,使用图7和图8,对电极33对的导出方法的第一例进行说明。图7是表示将上臂100的截面形状假定为圆形时的第一电极311至第九电极319的配置的说明图,图8是表示由各电极33对检测到的心电图波形的时序变化的例子的曲线图。

[0085] 电极33对的导出方法的第一例是如下方法:在第一电极311至第九电极319中规定大致相同间隔的成对的电极,求出根据由各电极对检测到的电位差而求出的心电图波形的时序变化,并求出各电极对中的心电图波形的强度。

[0086] 作为具体例,例如,如图7所示,从装戴于上臂100的心电测定装置1的第一电极311至第九电极319中,分别规定第一电极311与第五电极315、第二电极312与第六电极316、第三电极313与第七电极317、第四电极314与第八电极318、第五电极315与第九电极319的成对。然后,操作心电测定装置1,分别检测与这些各电极对的电位相应的心电信号,通过心电信息生成部45来生成心电信息。

[0087] 然后,当根据该心电信息通过心电图生成部46来生成心电图波形时,如图8所示,生成由各电极33对得到的心电图波形。在图8中示出第一电极311与第五电极315之间的心电图波形V15、第二电极312与第六电极316之间的心电图波形V26、第三电极313与第七电极317之间的心电图波形V37、第四电极314与第八电极318之间的心电图波形V48、第五电极315与第九电极319之间的心电图波形V59的时序变化的例子。

[0088] 如图8所示,由各电极33对生成的心电图波形的强度不同。例如,可知:第一电极311与第五电极315之间的心电图波形V15的最大峰值强度最强,第二电极312与第六电极316之间的心电图波形V26、第三电极313与第七电极317之间的心电图波形V37的强度依次减弱,第四电极314与第八电极318之间的心电图波形V48、第五电极315与第九电极319之间的心电图波形V59为负值。

[0089] 在该情况下,在心电图的测定中,选择第一电极311与第五电极315之间的心电图

波形V15,不需要其他电极33对。因此,之后在被测定者检测心电图信息的情况下,只需在第一基底电极311和第五基底电极315装接帽电极32,形成用于检测心电信号的电极33对,并在其他基底电极312、313、314、316、317、318、319中的任一个装接用于接地电极33A的帽电极32即可。如此,根据电极33对的导出方法的第一例,能根据被测定者来求出心电信号的检测强度高的电极33的位置。

[0090] 接着,使用图9,对电极对的导出方法的第二例进行说明。图9是表示在不同的被测定者中由各电极311~319与基准电极的成对分别检测到的心电图波形的时序变化的例子的曲线图。

[0091] 第二例为如下方法:求出第一电极311至第九电极319和接地电极等基准电极的电位值的平均值来作为基准电位,并分别求出根据该基准电位与基准电极和各第一电极311至第九电极319之间的电位的电位差而求出的心电图波形的时序变化,然后,将电压成为正侧和负侧的峰值时的电极规定为一对。

[0092] 作为具体例,例如,对装戴于图7所示的上臂100的心电测定装置1进行操作,从第一电极311至第九电极319和基准电极检测与各自的电位相应的心电信号,通过心电信息生成部45来生成心电信息。此外,心电信息生成部45或控制部48求出与各个电位相应的心电信号的平均值(AV)。接着,根据接地电极33A和第一电极311至第九电极319的各自的电位以及该平均值(基准电位),通过心电图生成部46来生成心电图波形。由此,如图9所示,生成由各电极311~319与心电信号的平均值的成对得到的心电图波形。在图9中示出第一电极311与平均值的心电图波形V1AV、第二电极312与平均值的心电图波形V2AV、第三电极313与平均值的心电图波形V3AV、第四电极314与平均值的心电图波形V4AV、第五电极315与平均值的心电图波形V5AV、第六电极316与平均值的心电图波形V6AV、第七电极317与平均值的心电图波形V7AV、第八电极318与平均值的心电图波形V8AV、第九电极319与平均值的心电图波形V9AV的时序变化的例子。此外,在图9中分别示出不同的被测定者(A、B)的该心电图波形V1AV~V9AV。此外,生成该心电图波形时的被测定者的姿态设为仰卧位。

[0093] 如图9所示,各心电图波形V1AV~V9AV的强度在电压的正侧和负侧各不相同。例如,在被测定者为A的情况下,当电压处于正侧时,第四电极314与平均值的心电图波形V4AV的峰值强度最大,并且当电压处于负侧时,第一电极311与平均值的心电图波形V1AV的峰值强度最大。因此,能推定通过将第一电极311和第四电极314设为一对,第一电极311与第四电极314之间的心电图波形的最大峰值强度最高。

[0094] 因此,在被测定者为A的情况下,在心电图的测定中选择第一电极311和第四电极314,不需要其他电极33。因此,之后在作为被测定者的A检测心电图信息的情况下,在第一基底电极311和第四基底电极314装接帽电极32,形成用于检测心电信号的电极33。并且,在其他基底电极312、313、315、316、317、318、319中的任一个装接用于接地电极33A的帽电极32。

[0095] 从图9中还显而易见地,在被测定者为A的情况和被测定者为B的情况下,即使在上臂100中的相同的位置配置电极33,心电图波形的峰值强度和峰值位置也不同。例如,在被测定者为B的情况下,当电压处于正侧时,第六电极316与平均值的心电图波形V6AV的峰值强度最大,并且当电压处于负侧时,第二电极312与平均值的心电图波形V2AV的峰值强度最大。因此,能推定通过将第二电极312和第六电极316设为一对,第二电极312与第六电极316

之间的心电图波形的最大峰值强度最高。

[0096] 因此,在被测定者为B的情况下,在心电图的测定中选择第二电极312和第六电极316,不需要其他电极33。因此,之后在作为被测定者的B检测心电图信息的情况下,只需在第二基底电极312和第六基底电极316装接用于检测心电信号的帽电极32,并在其他基底电极31中的任一个装接用于接地电极33A的帽电极32即可。如此,根据第二例,能根据被测定者来求出恰当的电极33对。

[0097] 此外,在图9所示的第二例中,示出了作为被测定者的不同的被测定者A和B的心电图波形的例子,但按每个被测定者而得到的心电图的电位分布不同。因此,通过导出适合于被测定者的电极位置对并选择装接帽电极32的基底电极31,能以较少的帽电极32得到最大峰值强度高的电极33的两个位置。

[0098] 接着,使用图10和图11,对改变了上臂100中的两个电极33之间的距离的情况下的电位差强度进行说明。图10是表示上臂100中的两个电极33之间的距离的例子的说明图。图11示出成为最大电位差时的电极33的距离的直方图。如图10所示,将上臂100的截面设为大致圆形,自其中心起在上臂100的表面的一点配置电极,在相对于自中心起连接上臂表面的该一点的直线具有规定的角度 θ 的直线与上臂表面的交点配置其他电极。并且,当增大该角度 θ 时,电极间距变大。

[0099] 例如,如图11所示的例子那样,当根据成为最大电位差时的电极距离的直方图来求出使电位差为最大的电极间距即角度时,平均为156.4[deg],标准偏差为15.2[deg]。即,可知角度设为140~170[deg]间隔为好。因此,例如,在第一例中,在规定一个电极对的情况下,在角度为140~170[deg]间隔的范围内进行规定为好。此外,在第二例中,选择角度为140~170[deg]间隔的电极对为好。

[0100] 根据如此构成的带11及心电测定装置1,设置比生成心电图信息所需的数量多的多个基底电极31,并在这些基底电极31选择性地装配用于检测心电信号的帽电极32。因此,心电测定装置1能通过能在能构成最大峰值强度高的电极33对的基底电极31装配帽电极32来以较少的电极数恰当地检测心电信号。

[0101] 因此,即使在生成上臂100的臂围的长度不同的被测定者的心电图信息的情况下,也能通过按每个被测定者事先求出恰当的电极33对来用恰当的电极33对容易地生成心电图信息。此外,通过按每个被测定者事先求出恰当的电极33对,能在心电信号的检测强度高的位置配置帽电极32,因此心电测定装置1能提高所检测的心电信号的强度。

[0102] 此外,只要在多个基底电极31中的任意至少两处设置帽电极32,当构成接地电极33A时在三处设置帽电极32即可。因此,心电测定装置1能通过成对的帽电极32来生成心电图信息和心电图信息,因此能减少生成心电图信息和心电图信息所需的处理。

[0103] 即,当为了使多个被测定者都能生成心电图信息而如以往的心电测定装置的构成那样使用许多电极时,需要通过各电极对来分别生成心电图信息和心电图信息。因此,在以往的心电测定装置中,心电图信息的生成的处理需要时间、功耗,此外,用于生成心电图信息的电路会变得复杂。

[0104] 然而,根据本发明的一个实施方式的心电测定装置1,只需通过一个电极33对来生成心电图信息和心电图信息即可。因此,心电测定装置1能在处理中抑制时间、功耗,并且能抑制用于生成心电图波形的电路变得复杂。

[0105] 此外,通过将构成电极33的基底电极31和帽电极32设为可拆装,能容易对帽电极32的位置进行变更。此外,基底电极31和帽电极32构成为在一方具有弹簧31b而在另一方具有公扣32b的按扣形状。因此,能更容易进行帽电极32的拆装。

[0106] 此外,由于基底电极31固定于带主体21,因此能只将帽电极32选择性地装接于基底电极31。因此,对于带11而言,为了对与上臂100接触的电极33进行变更,只需移动帽电极32即可,能容易对电极33的位置进行变更。此外,基底电极31和帽电极32将一方的公扣32b插入另一方的凹陷31a并通过弹簧31b来保持公扣32b,由此能容易固定基底电极31和帽电极32。

[0107] 如上所述,根据第一实施方式的心电测定装置1,能以较少的电极数恰当地检测心电信号。

[0108] [其他实施方式]

[0109] 作为其他实施方式的心电测定装置,以下对多个实施方式进行说明。需要说明的是,其他实施方式分别是与上述的第一实施方式的心电测定装置1相比带11的电极阵列22不同的构成,因此仅示出带的构成,省略装置主体12的构成的说明。此外,对其他实施方式的带及心电测定装置的构成中与上述的第一实施方式的心电测定装置1同样的构成标注相同的附图标记,省略其详细的说明。

[0110] [第二实施方式]

[0111] 使用图12,对第二实施方式的带11A进行说明。需要说明的是,图12为示意性表示带11A的构成的剖视图。

[0112] 如图12所示,带11A具备带主体21和电极阵列22A。

[0113] 电极阵列22A经由信号线等与装置主体12电连接。电极阵列22A具备多个基底电极31A和多个帽电极32。

[0114] 多个基底电极31A配置为沿着带主体21的长尺寸方向等间隔地排列。多个基底电极31A分别与装置主体12电连接。基底电极31A形成为能拆装帽电极32。

[0115] 基底电极31A的数量能适当设定为即使假定测定心电图波形的被测定者的上臂的臂围长度为不同的长度也能生成心电图波形的数量。换言之,为了与各种被测定者的上臂对应,基底电极31A被设定为比生成心电图波形所需的电极的数量多的数量。例如,设有九个基底电极31A。需要说明的是,在图12中,以部分省略的方式示出基底电极31A。

[0116] 以下示出这样的基底电极31A和帽电极32的具体例。为了能在基底电极31A拆装帽电极32,基底电极31A和帽电极32形成为可嵌入。例如,形成为基底电极31A和帽电极32中的一方具有弹簧而另一方具有公扣的按扣形状。

[0117] 作为具体例,基底电极31A具有凹陷31a和设于凹陷31a的弹簧31b。此外,基底电极31A通过嵌入或铆接固定于带主体21。例如,基底电极31A具有:主体31c,具有凹陷31a和弹簧31b;以及底扣31d,将主体31c固定于带主体21。并且,在带主体21的两个主面分别配置主体31c和底扣31d并将底扣31d铆接于主体31c,由此基底电极31A固定于带主体21。

[0118] 这样的构成的带11A起到与上述的第一实施方式的带11相同的效果。另外,带11A为隔着带主体21将主体31c与底扣31d铆接的构成,能将基底电极31A牢固地固定于带主体21。

[0119] [第三实施方式]

[0120] 使用图13,对第三实施方式的带11B进行说明。需要说明的是,图13是示意性表示带11B的构成的剖视图。

[0121] 如图13所示,带11B具备带主体21和电极阵列22B。

[0122] 电极阵列22B经由信号线等与装置主体12电连接。电极阵列22B具备多个基底电极31B和多个帽电极32。

[0123] 多个基底电极31B配置为沿着带主体21的长尺寸方向等间隔地排列。多个基底电极31B分别与装置主体12电连接。基底电极31B形成为能拆装帽电极32。

[0124] 基底电极31B的数量能适当设定为即使假定测定心电图波形的被测定者的上臂的臂围长度为不同的长度也能生成心电图波形的数量。换言之,为了与各种被测定者的上臂对应,基底电极31B被设定为比生成心电图波形所需的电极的数量多的数量。例如,设有九个基底电极31B。需要说明的是,在图13中,以部分省略的方式示出基底电极31B。

[0125] 以下示出这样的基底电极31B和帽电极32的具体例。为了能在基底电极31B拆装帽电极32,基底电极31A和帽电极32形成为可嵌入。例如,形成为基底电极31B和帽电极32中的一方具有弹簧而另一方具有公扣的按扣形状。

[0126] 作为具体例,基底电极31B具有凹陷31a和设于凹陷31a的弹簧31b。此外,基底电极31B通过磁力固定于带主体21。例如,基底电极31B具有:主体31c,具有凹陷31a和弹簧31b;以及底扣31d,将主体31c固定于带主体21。并且,主体31c和底扣31d由磁铁形成或具有磁铁,在彼此对置的区域具有不同的磁极,并且彼此吸附。在带主体21的两个主面分别配置主体31c和底扣31d,主体31c和底扣31d通过磁力来将基底电极31B固定于带主体21。需要说明的是,也可以是,主体31c和底扣31d中的一方由磁铁形成或包括磁铁,另一方由磁性体的金属材料形成。

[0127] 这样的构成的带11B起到与上述的第一实施方式的带11相同的效果。另外,能通过磁力来将基底电极31B固定于带主体21。

[0128] [第四实施方式]

[0129] 使用图14,对第四实施方式的带11C进行说明。需要说明的是,图14是示意性表示带11C的构成的剖视图。

[0130] 如图14所示,带11C具备带主体21和电极阵列22C。

[0131] 电极阵列22C经由信号线等与装置主体12电连接。电极阵列22C具备多个基底电极31C和多个帽电极32C。

[0132] 多个基底电极31C配置为沿着带主体21的长尺寸方向等间隔地排列。多个基底电极31C分别与装置主体12电连接。基底电极31C形成为能拆装帽电极32C。

[0133] 基底电极31C的数量能适当设定为即使假定测定心电图波形的被测定者的上臂的臂围长度为不同的长度也能生成心电图波形的数量。换言之,为了与各种被测定者的上臂对应,基底电极31C被设定为比生成心电图波形所需的电极的数量多的数量。例如,设有九个基底电极31C。需要说明的是,在图14中,以部分省略的方式示出基底电极31C。

[0134] 以下示出这样的基底电极31C和帽电极32C的具体例。为了能在基底电极31C拆装帽电极32C,基底电极31C和帽电极32C形成为能通过磁力来进行固定。例如,基底电极31C和帽电极32C中的一方具有凹陷,另一方具有公扣。此外,基底电极31C和帽电极32C在彼此对置的区域具有不同的磁极,并且通过将公扣插入凹陷来以彼此吸附的方式进行固定。

[0135] 作为具体例,基底电极31C具有凹陷31a。此外,基底电极31C例如通过粘贴、缝制、嵌入、铆接或磁力固定。例如,如图14中的左数第二个至右数第一个所示,基底电极31C通过粘贴或缝制固定于带主体21。需要说明的是,也可以如图14的左数第一个所示,基底电极31C采用如下构成:具有主体31c和底扣31d,主体31c和底扣31d也由磁铁形成或具有磁铁,在彼此对置的区域具有不同的磁极,并且彼此吸附。即,电极33也可以采用如下构成:通过磁力来固定主体31c和底扣31d,并且通过磁力来固定主体31c和帽电极32C。

[0136] 这样的构成的带11C起到与上述的第一实施方式的带11相同的效果。另外,由于基底电极31C和帽电极32C是通过磁力而彼此吸附的构成,因此帽电极32C向基底电极31C的装接只需使帽电极32C向基底电极31C靠近即可。因此,能提高帽电极32C的装接性。

[0137] [其他实施方式]

[0138] 需要说明的是,本发明并不限于上述的实施方式。例如,在上述的例子中,对帽电极32形成为电极部32a的与生物体接触的面呈圆形的平面状的例子进行了说明,但并不限于此。例如,也可以如图15所示的第五实施方式的带11D的用于电极阵列22D的帽电极32D那样构成为多边形,具体而言构成为矩形,更具体而言构成为正方形或长方形的平面状。通过设为多边形,更恰当的是通过设为矩形,与圆形相比,能增加帽电极32D的电极部32a的与生物体接触的面积。特别是,在电极33(帽电极32D)用于获取心电信号时,为了确保所需的信噪比,理想的是,电极33的与生物体接触的尺寸大。并且,能增大电极33的尺寸的恰当的帽电极32D的电极部32a的表面形状典型为正方形或长方形这样的矩形。因此,通过将帽电极32D的电极部32a的表面形状设为矩形,能增大电极33的与生物体接触的尺寸,容易确保所需的信噪比。

[0139] 此外,例如,当如图15所示的第五实施方式中示出的带11D那样将帽电极32D的电极部32a的表面形状设为矩形时,由于帽电极32D会绕公扣32b的轴旋转,因此在帽电极32D相邻的情况下,相邻的帽电极32D彼此可能会产生干涉。因此,例如,也可以如第六实施方式中示出的带11E的电极阵列22E的基底电极31E和帽电极32E所示,将设于基底电极31E和帽电极32E中的一方的凹陷31a以及设于基底电极31E和帽电极32E中的另一方的公扣32b设为具有除了圆形以外的开口截面形状或截面形状的构成。

[0140] 即,只需将凹陷31a和公扣32b的俯视时的形状设为包括正方形、长方形、梯形等的矩形或椭圆形、星形、十字形等圆形以外的形状即可。对于这样的构成的带11E而言,当帽电极32E以规定的姿态装接于基底电极31E时,由于凹陷31a和公扣32b在轴心附近产生干涉,因此能抑制基底电极31E绕公扣32b的轴心旋转。因此,能抑制相邻的帽电极32E接触。此外,由于将公扣32b插入凹陷31a时的公扣32b的姿态被限定,因此帽电极32E的姿态也被限定。因此,只需将公扣32b插入凹陷31a就能以恰当的姿态将帽电极32E装配于基底电极31E。

[0141] 此外,在上述的例子中,对将帽电极32设为干式电极的例子进行了说明,但并不限于此。例如,也可以将帽电极设为湿式电极。在设为湿式电极的情况下,只需如图17所示的第七实施方式的带11F的电极阵列22F的帽电极32F那样采用在电极部32a的生物体侧的表面设置导电性的湿构件32c的构成即可。例如,湿构件32c只要由导电性的凝胶片等能降低电极33、33A(帽电极32F)的电极部32a的表面与生物体表面的表面阻力并能增大心电信号的信噪比的材料形成,能进行适当设定。

[0142] 此外,在上述的例子中,对将三个帽电极32装接于选择出的基底电极31,通过两个

帽电极32来检测心电信号,将一个帽电极32设为接地电极33A的例子进行了说明,但并不限于此。例如,也可以如图18和图19所示,接地电极33A不通过在基底电极31装接帽电极32来构成,而是预先设于带11的构成。在该情况下,也可以如图18所示,接地电极33A是配置于在与基底电极31的排列方向正交的方向上与基底电极31错开的位置的构成,此外,也可以如图19所示,接地电极33A是与在配置有多个的基底电极31的排列方向上配置于一端的基底电极31并排配置的构成。此外,这样的接地电极33A的电极部的形状也可以是圆形,此外,也可以是矩形,也可以是矩形以外的多边形。此外,带11也可以采用不具有接地电极的构成。

[0143] 此外,在上述的例子中,对不装接帽电极32的基底电极31直接向外部露出的构成进行了说明,但并不限于此,例如,也可以如图20所示,采用在不装接帽电极32的基底电极31设置由非导电性材料形成的帽35的构成。此外,在上述的例子中,对基底电极31设于带主体21的生物体侧的主面的构成进行了说明,但并不限于此,也可以如图21所示,采用埋设于带主体21的构成。

[0144] 此外,在上述的例子中,对基底电极31具有凹陷31a而帽电极32具有公扣32b的构成进行了说明,但并不限于此,也可以是基底电极31具有公扣32b而帽电极32具有凹陷31a的构成。

[0145] 此外,在上述的例子中,对基底电极31和帽电极32具有凹陷31a和公扣32b的各种构成的例子进行了说明,但并不限于上述的构成。例如,也可以是凹陷31a和公扣32b具有内螺纹和外螺纹,通过螺合来固定凹陷31a和公扣32b的构成。此外,在通过磁力来固定基底电极31和帽电极32的例子中,基底电极31和帽电极32也可以采用不具有凹陷31a、弹簧31b以及公扣32b的构成。

[0146] 而且,在上述的例子中,关于心电测定装置1,使用带11装戴于上臂的例子进行了说明,但也可以是装戴于胸部、生物体的其他部位的构成。

[0147] 此外,在上述的例子中,对带11用于心电测定装置1的构成进行了说明,但并不限于此。例如,带11也可以是在用于心电测定和血压测定的生物体信息测定装置中使用的构成。作为具体例,生物体信息测定装置也可以采用不仅具有上述的心电测定装置1的构成还具有脉搏波传感器和处理电路等的构成,其中,该处理电路产生根据由脉搏波传感器检测到的脉搏波信息来生成血压值的血压测定的功能。这样的生物体信息测定装置发挥以下血压测定的功能:计算出每次心跳的脉搏波传导时间(PTT),推定血压值。需要说明的是,这样的生物体信息测定装置例如基于根据心电信号而检测到的R波峰RP与来自脉搏波传感器检测到的脉搏波信号的作为其特征量之一的每次心跳的脉搏波上升沿PS之间的时间差,计算出每次心跳的脉搏波传导时间(PTT)。

[0148] 以上,对本发明的各实施方式进行了详细说明,但上述为止的说明在所有方面仅是本发明的示例,当然能在不脱离本发明的范围的情况下进行各种改良、变形。也就是说,在实施本发明时,可以适当采用与各实施方式相应的具体构成。

[0149] 此外,本发明可以通过上述各实施方式中所公开的多个构成要素的适当组合来构成各种发明。例如,可以从各实施方式所示的所有构成要素中删除若干构成要素。而且,可以对跨及不同的实施方式的构成要素进行适当组合。

[0150] 附图标记说明

[0151] 1:心电测定装置;

- [0152] 11:带;
- [0153] 11A:带;
- [0154] 11B:带;
- [0155] 11C:带;
- [0156] 11D:带;
- [0157] 11E:带;
- [0158] 11F:带;
- [0159] 12:装置主体;
- [0160] 21:带主体;
- [0161] 22:电极阵列;
- [0162] 22A:电极阵列;
- [0163] 22B:电极阵列;
- [0164] 22C:电极阵列;
- [0165] 22D:电极阵列;
- [0166] 22E:电极阵列;
- [0167] 22F:电极阵列;
- [0168] 23:固定单元;
- [0169] 31:基底电极;
- [0170] 31A:基底电极;
- [0171] 31b:弹簧
- [0172] 31B:基底电极;
- [0173] 31c:主体;
- [0174] 31C:基底电极;
- [0175] 31d:底扣;
- [0176] 31E:基底电极;
- [0177] 32:帽电极;
- [0178] 32a:电极部;
- [0179] 32b:公扣;
- [0180] 32c:湿构件;
- [0181] 32C:帽电极;
- [0182] 32D:帽电极;
- [0183] 32E:帽电极;
- [0184] 32F:帽电极;
- [0185] 33:电极;
- [0186] 33A:接地电极;
- [0187] 35:帽;
- [0188] 41:壳体;
- [0189] 42:操作部;
- [0190] 42a:按钮;

- [0191] 43:显示部;
- [0192] 44:电力供给部;
- [0193] 45:心电信息生成部;
- [0194] 46:心电图生成部;
- [0195] 47:存储器;
- [0196] 48:控制部;
- [0197] 100:上臂。

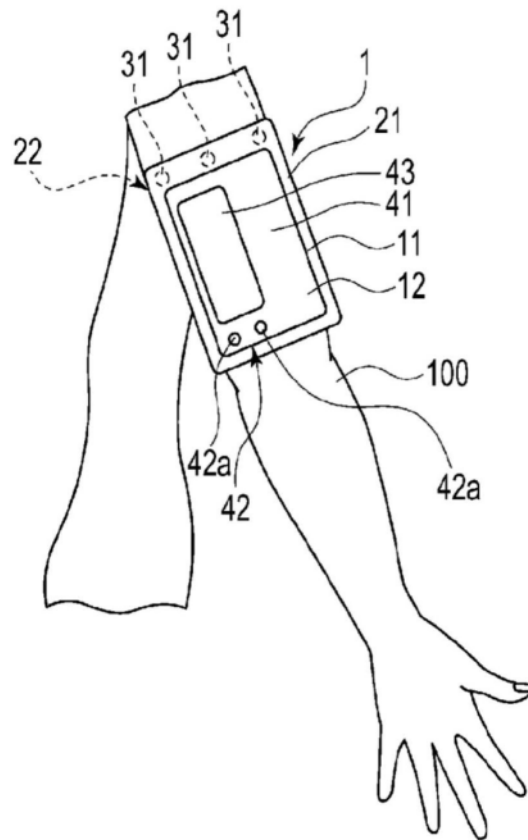


图1

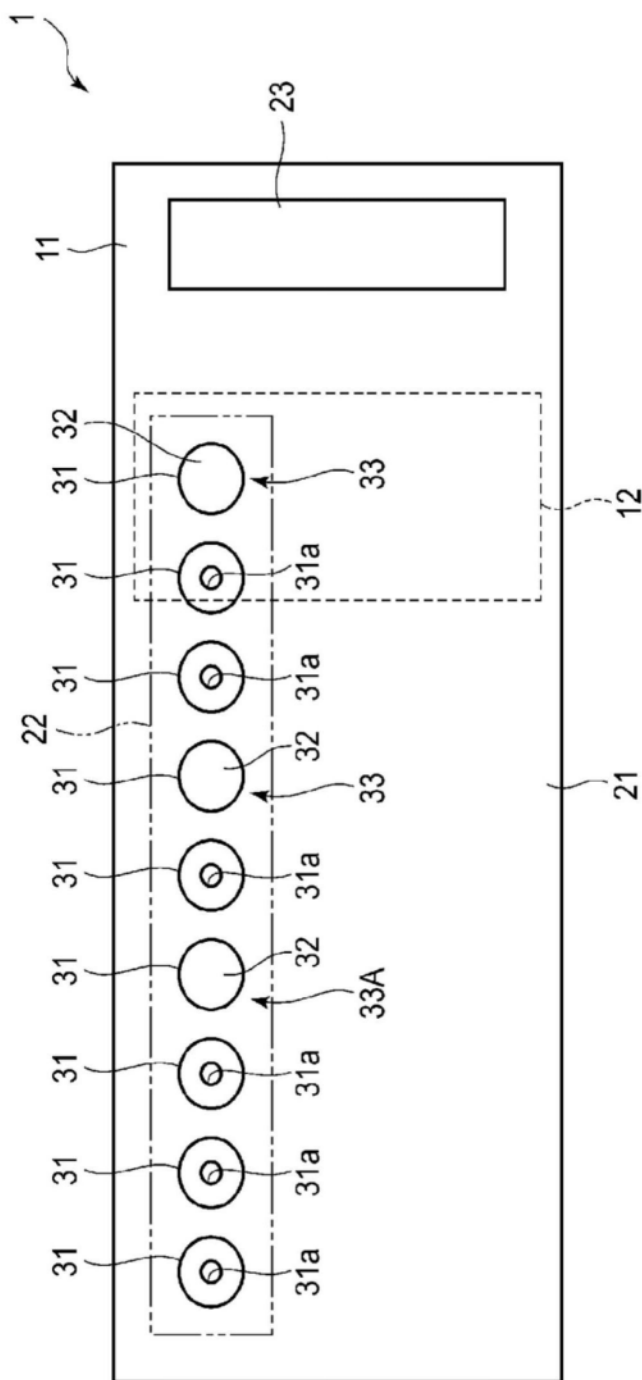


图2

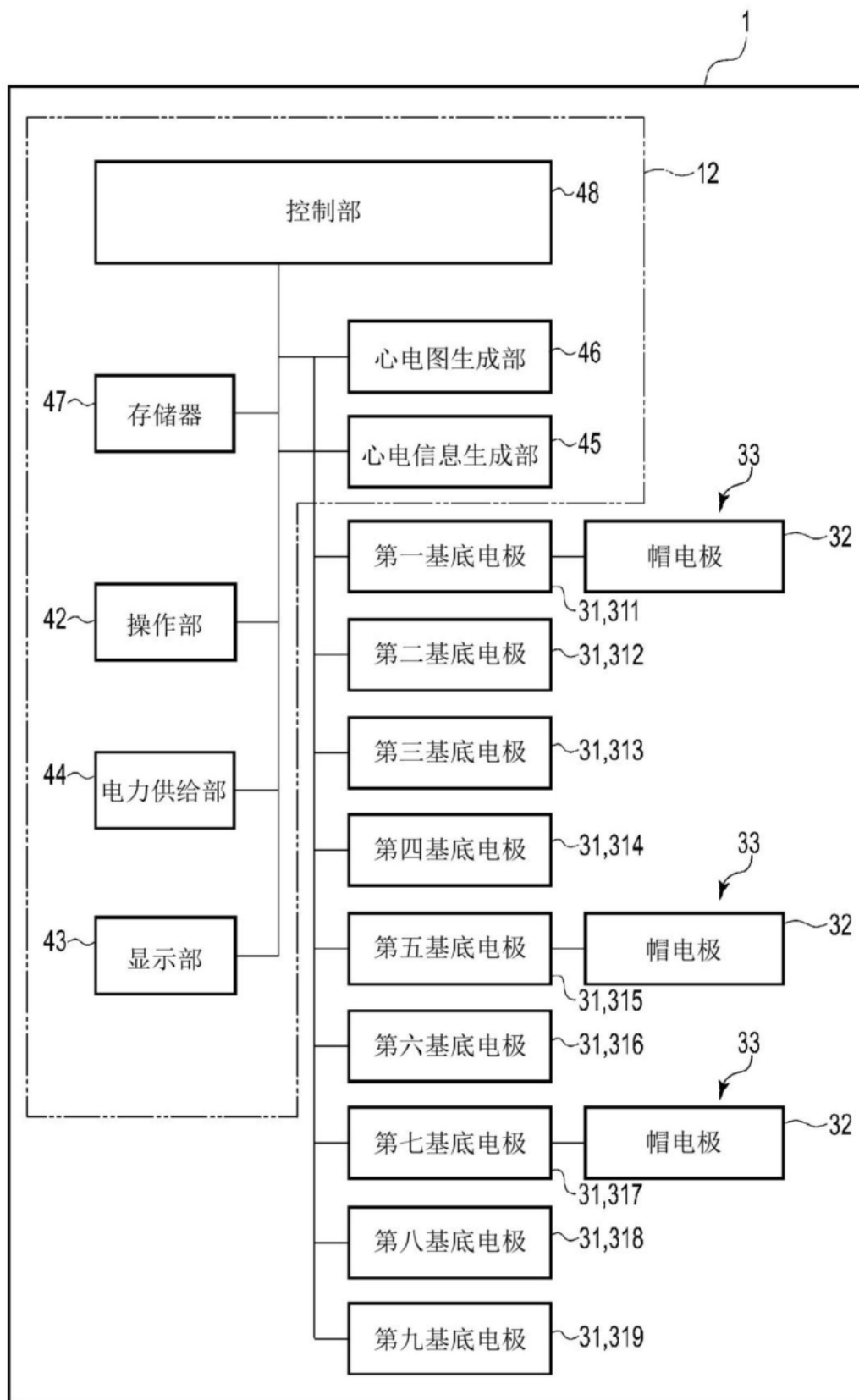


图3

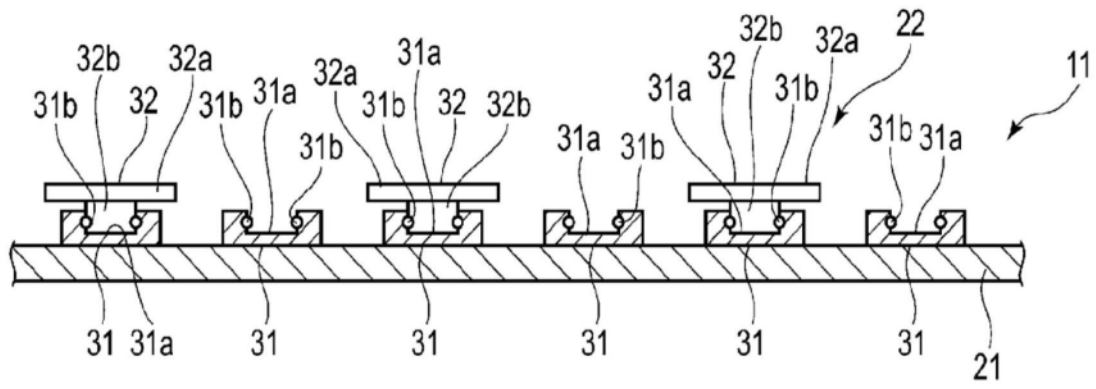


图4

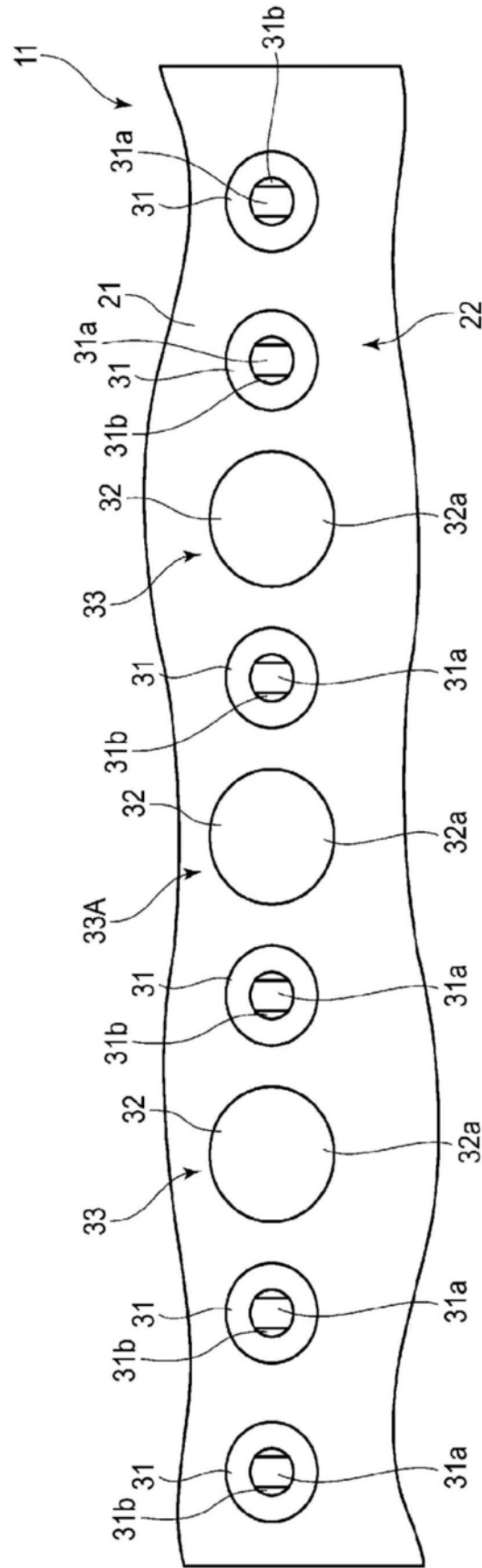


图5

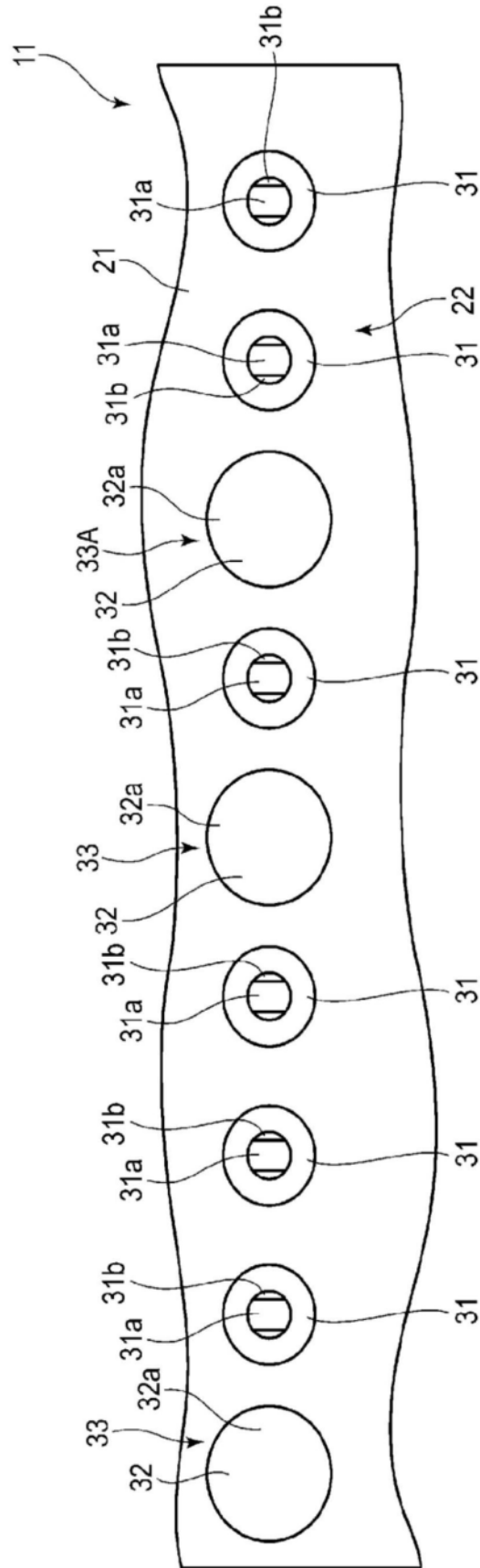


图6

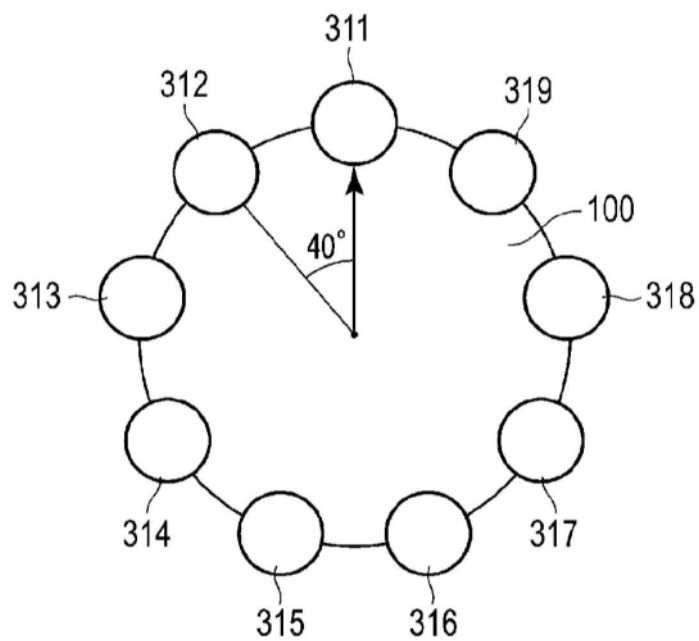


图7

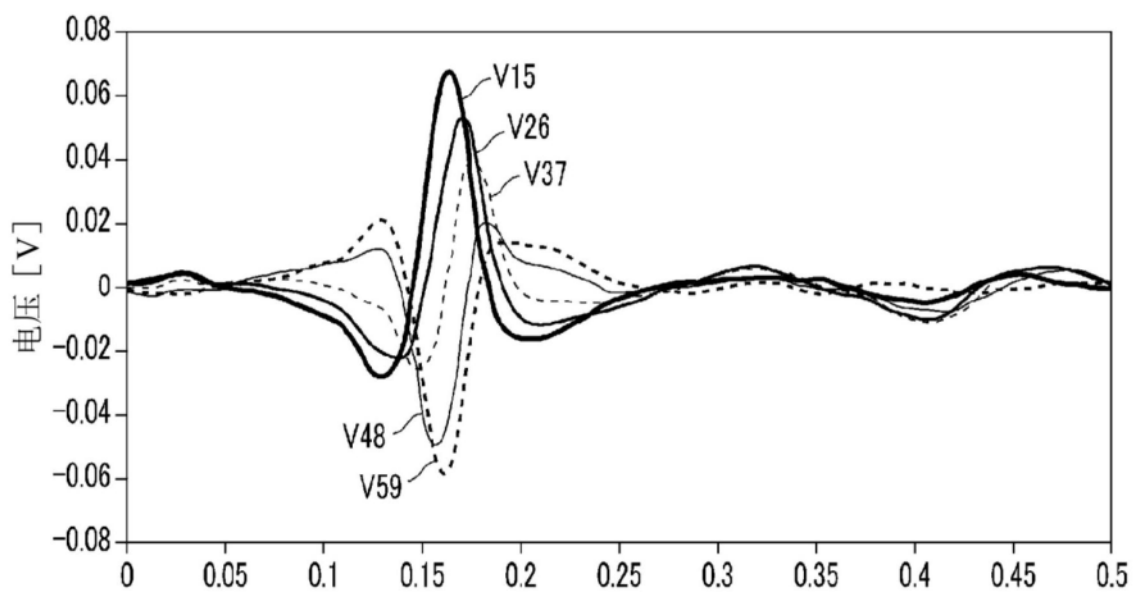


图8

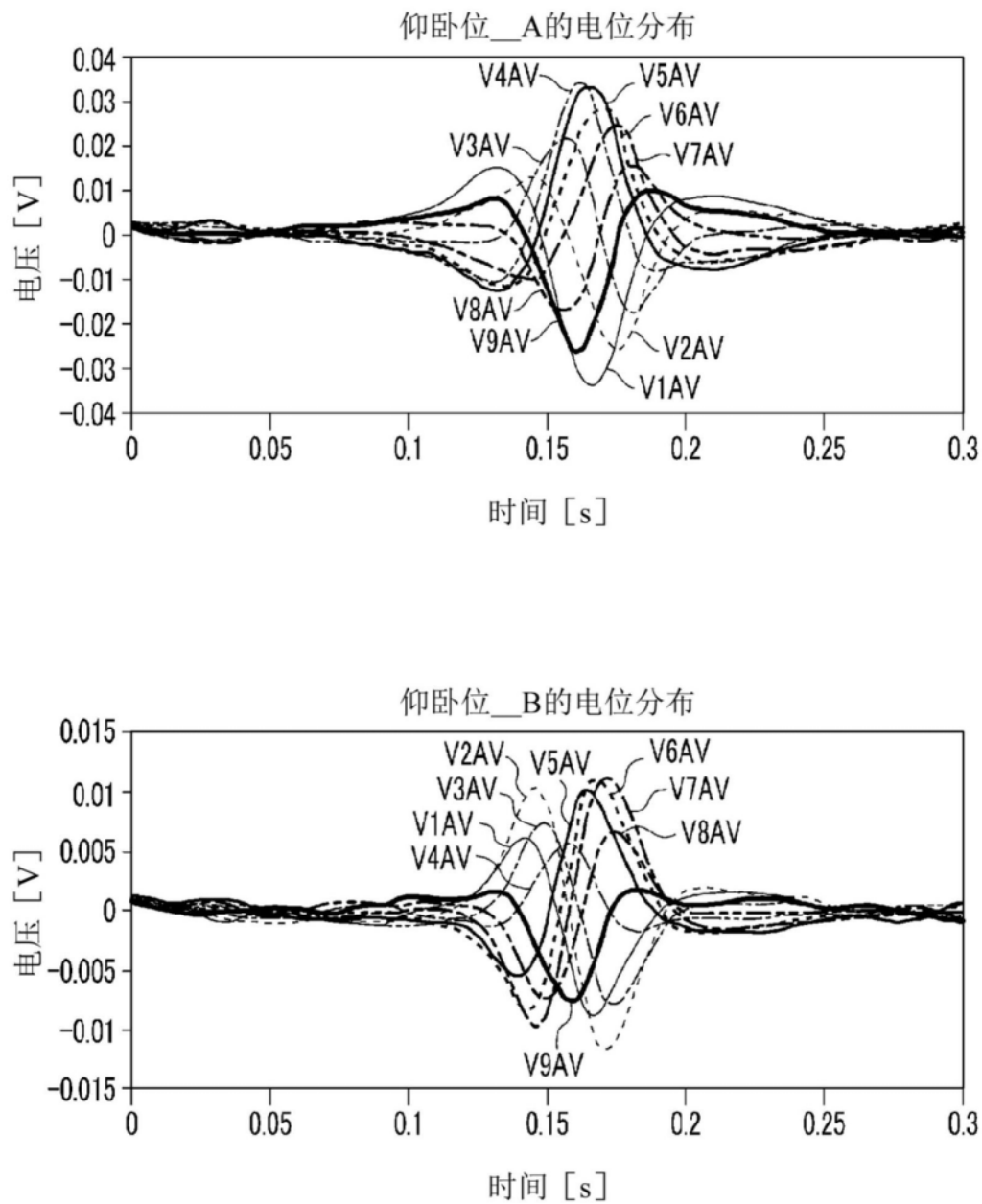


图9

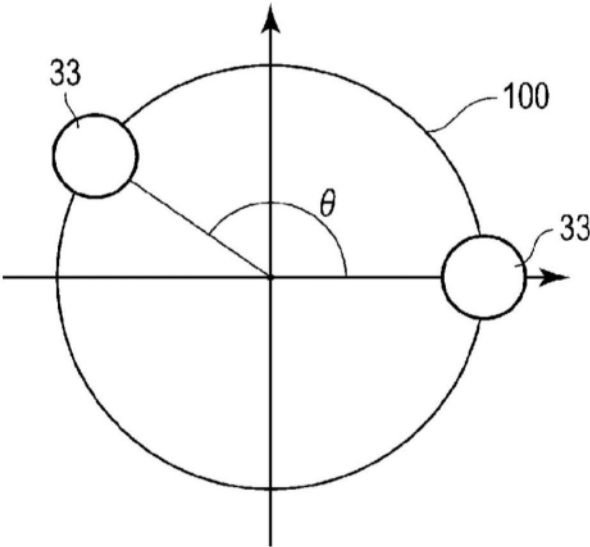


图10

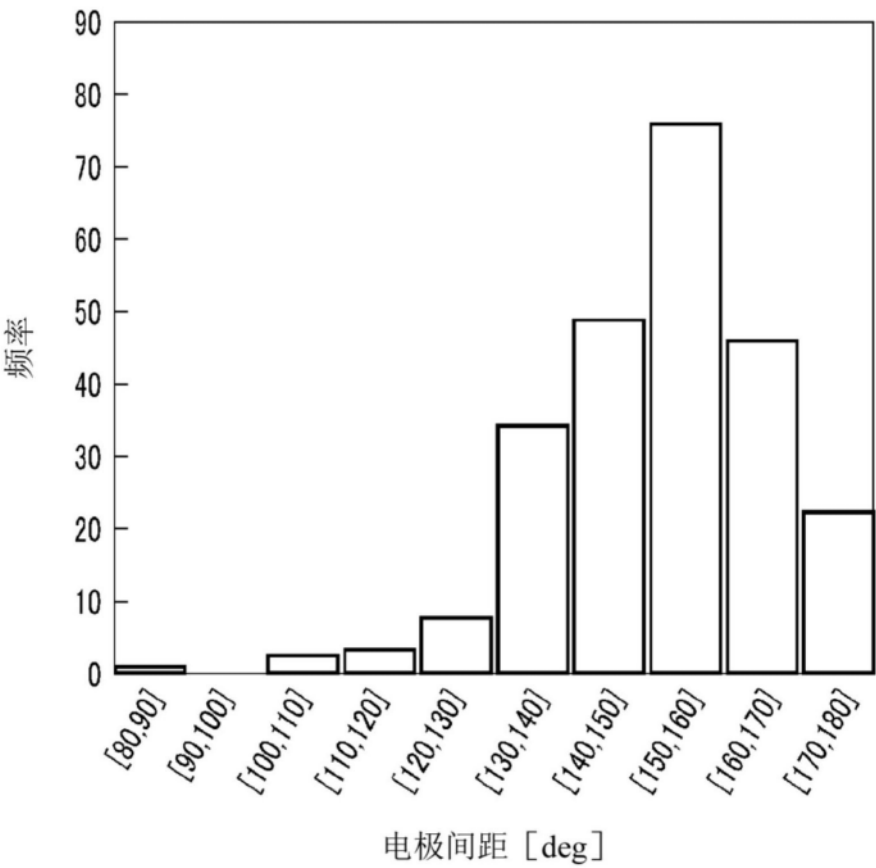


图11

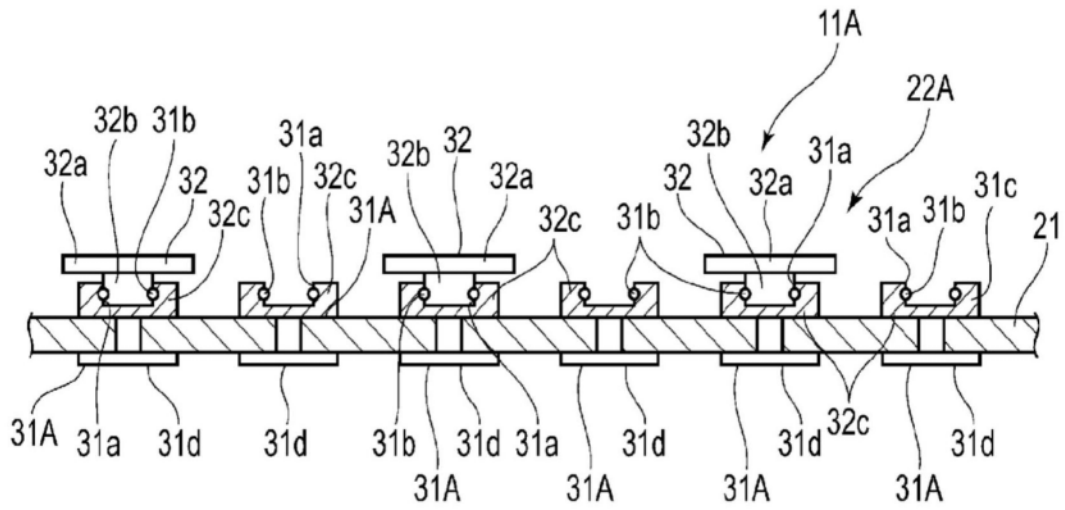


图12

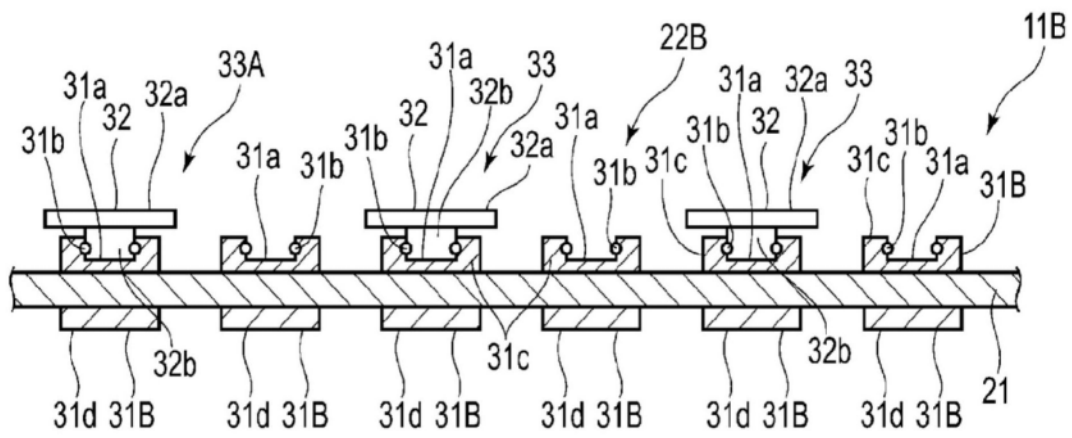


图13

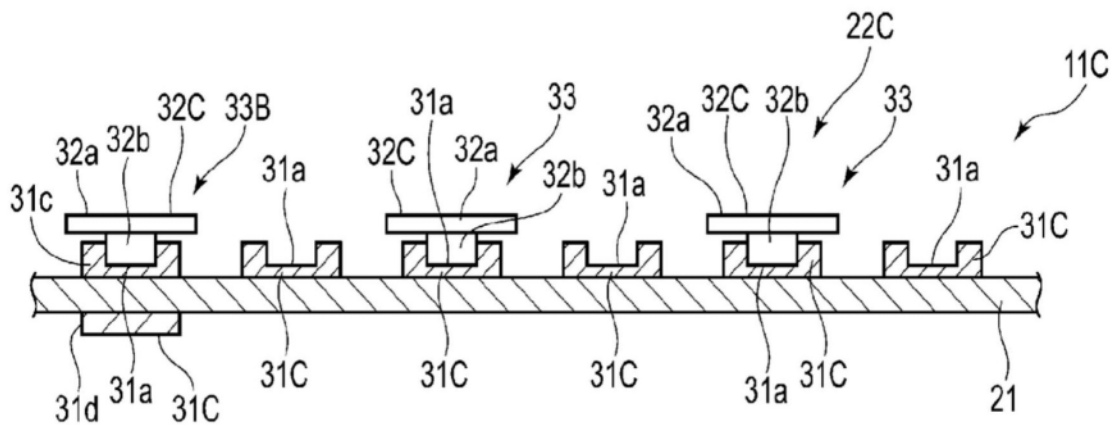


图14

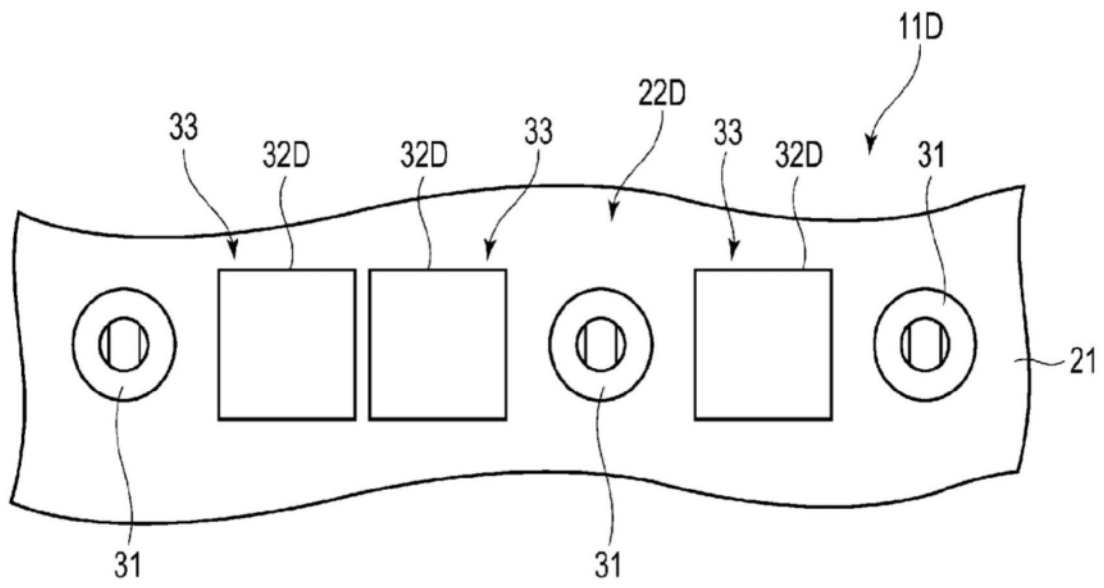


图15

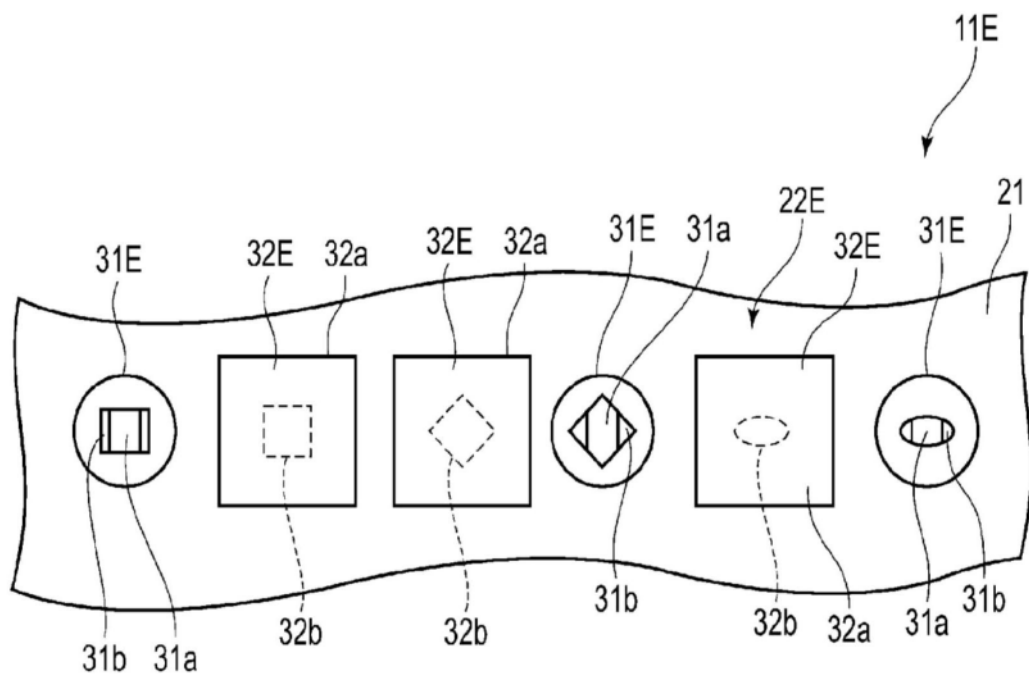


图16

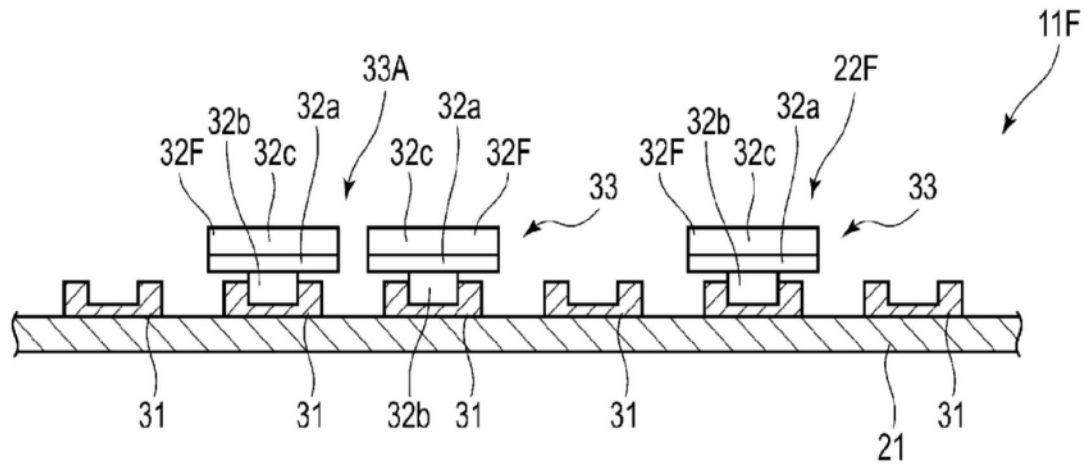


图17

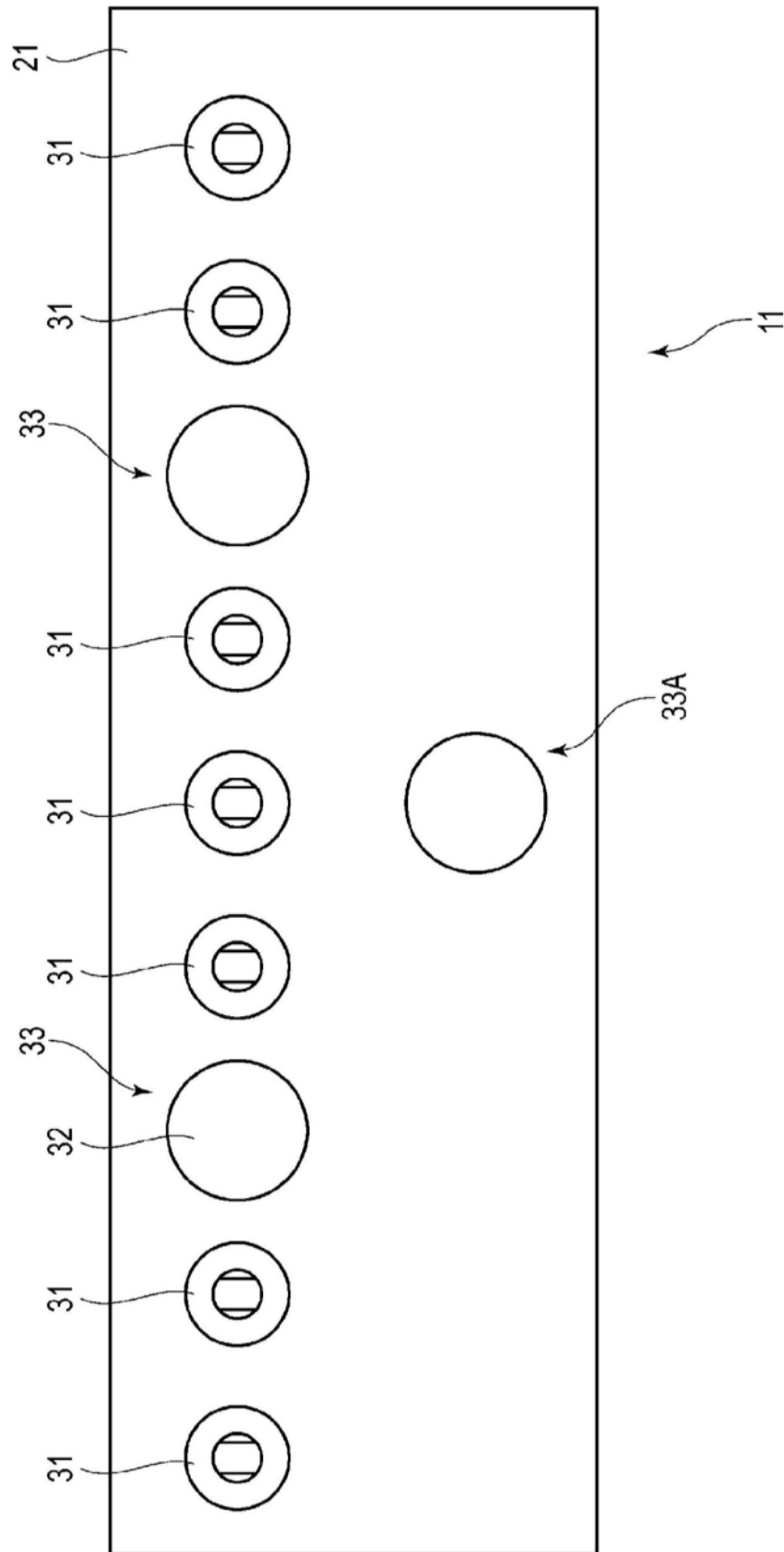


图18

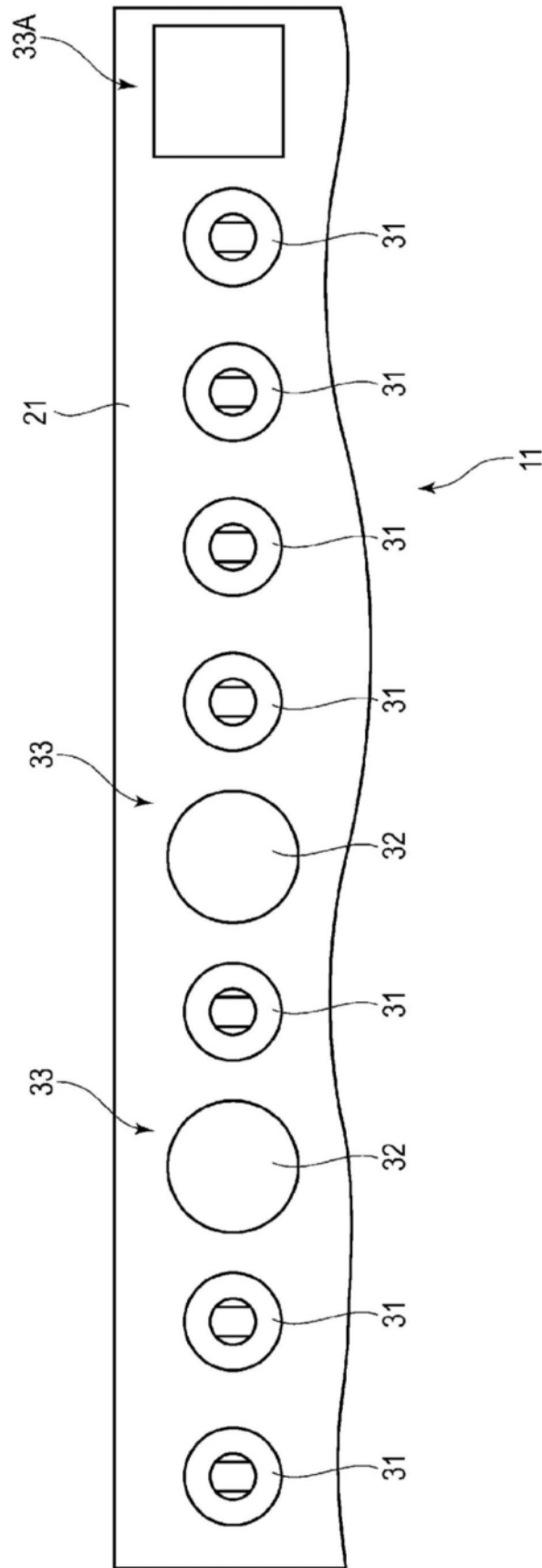


图19

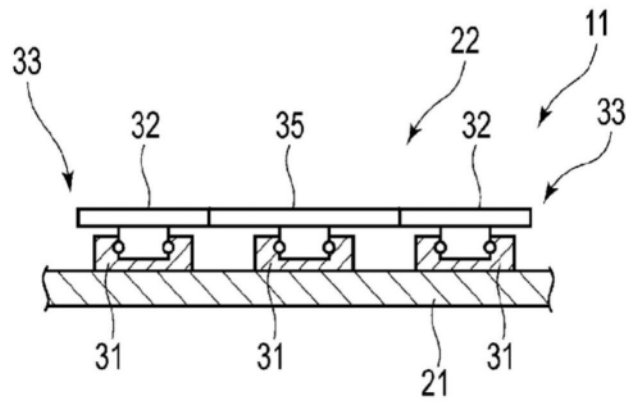


图20

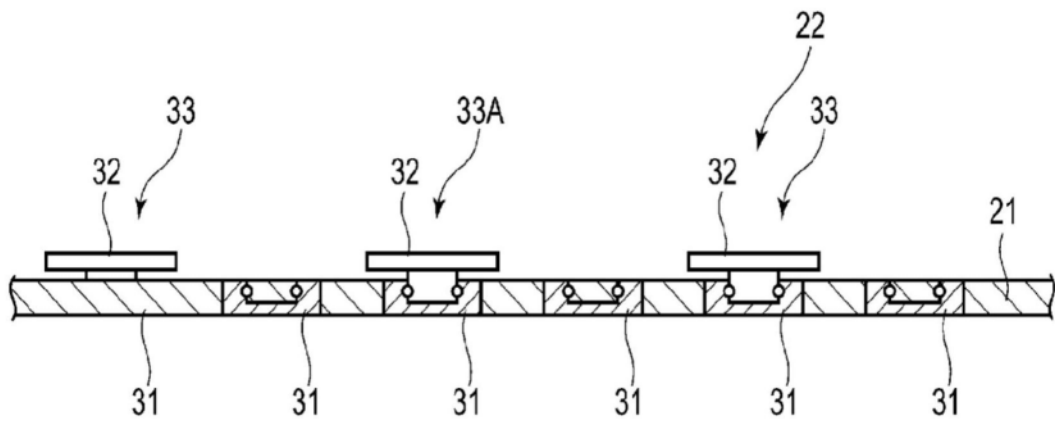


图21