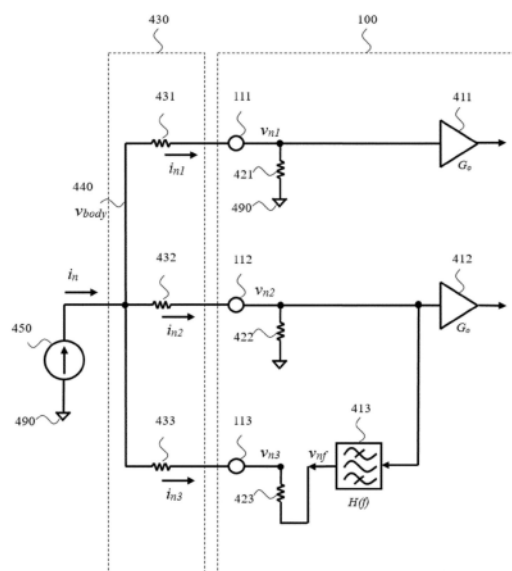




(43) 申请公布日 2023.09.05

权利要求书2页 说明书17页 附图19页

本发明涉及一种个人可以与智能手机关联使用的心电图测量设备(测量传感器)。根据本发明的电路图测量设备,其特征在于,包括:两个放大器,从所述第一电极和第二电极分别接收两个所述ECG电压;一个电极驱动部,用于输出驱动电压;第三电极,接收所述电极驱动部的输出并将所述电极驱动部的输出传递至接触的身体部位;AD转换器,连接到所述两个放大器的分别输出端子,并将所述两个放大器的输出信号转换为两个数字信号;微控制器,接收所述AD转换器的两个数字信号;通信装置,用于发送所述两个数字信号,所述微控制器提供电池电源,所述微控制器控制所述AD转换器和所述通信装置,所述两个放大器分别放大一个心电图信号,使得同时测量两个心电图信号。



1. 一种心电图测量装置,包括:
第一电极和第二电极,被配置为分别接收与其接触的身体部位的两个心电图电压;
两个放大器,分别接收来自所述第一电极和所述第二电极的两个心电图电压;
电极驱动部,用以输出驱动电压;
第三电极,被配置为接收所述电极驱动部的输出并将所述电极驱动部的输出传输至与其接触的身体部位;
电流检测器,连接到所述第一电极、所述第二电极和所述第三电极中的一个电极;
模数转换器,连接所述两个放大器的每个的输出端,将所述两个放大器的输出信号转换为两个数字信号;
微控制器,被配置为接收所述模数转换器的两个数字信号;
通信装置,被配置为传输所述两个数字信号;和
所述心电图测量装置的外壳,
其中:
所述微控制器控制所述模数转换器和所述通信装置;
所述两个放大器各自同时接收并放大一个心电图电压;
利用两个心电图电压,再得到四个心电图电压,共得到六个心电图电压;
所述六个心电图电压显示在智能手机显示屏上;
所述外壳是扁平的,一侧比另一侧长;和
所述第一电极、所述第二电极和所述第三电极中的两个电极设置在所述外壳的上表面,所述第一电极、所述第二电极和所述第三电极中的一个电极设置在所述外壳的下表面。
2. 根据权利要求1所述的心电图测量装置,其中,所述两个放大器中的至少一个是单端输入放大器。
3. 根据权利要求1所述的心电图测量装置,其中,所述电极驱动部的输出阻抗较低。
4. 根据权利要求1所述的心电图测量装置,其中,所述电极驱动部为恒压发生器。
5. 根据权利要求1所述的心电图测量装置,其中,所述电极驱动部是谐振频率等于外部电力线频率的带通滤波器。
6. 根据权利要求1所述的心电图测量设备,其中,所述通信装置支持蓝牙低功耗(BLE)。
7. 根据权利要求1所述的心电图测量设备,其中,当用户的双手与所述外壳上表面上的两个电极接触时,所述电流检测器使微电流流动,并通过检测所述微电流产生输出。
8. 根据权利要求1所述的心电图测量装置,其中,当所述电流检测器产生输出时,所述微控制器进入激活模式。
9. 根据权利要求1所述的心电图测量装置,其中,当所述微控制器进入激活模式时,所述微控制器开启心电图测量装置。
10. 根据权利要求1所述的心电图测量装置,其中,当所述微控制器进入激活模式时,所述心电图测量装置和智能手机通过BLE连接。
11. 根据权利要求1所述的心电图测量装置,其中,所述心电图测量装置将测量到的心电图信号数据传输到智能手机。
12. 根据权利要求1所述的心电图测量装置,其中,当经过预定的测量时间时,所述微控制器结束心电图测量并进入睡眠模式。

13. 根据权利要求1所述的心电图测量装置, 其中, 即使所述微控制器进入睡眠模式, 所述电流检测器也继续监测多个电极与人体的下一次接触。

14. 根据权利要求1所述的心电图测量设备, 其中, 用于开始心电图测量的按钮显示在所述智能手机显示屏上。

15. 根据权利要求1所述的心电图测量装置, 其中, 其中用于选择心电图导联数目的按钮在一个导联、两个导联和六个导联中进行测量。

16. 一种心电图测量装置, 包括:

第一电极、第二电极和第三电极, 被配置为分别接收与其接触的身体部位的三个心电图电压;

三个放大器, 用于分别接收来自所述第一电极、所述第二电极和所述第三电极的三个心电图电压;

电极驱动部, 用于输出驱动电压;

第四电极, 被配置为接收所述电极驱动部的输出并将所述电极驱动部的输出传输至与其接触的身体部位;

电流检测器, 连接到四个电极中的至少一个;

模数转换器, 分别连接三个放大器的每个的输出端, 将三个放大器的输出信号转换为三个数字信号;

微控制器, 被配置为接收所述模数转换器的三个数字信号; 和

通信装置, 被配置为传输三个数字信号,

其中:

所述微控制器控制所述模数转换器和所述通信装置;

三个放大器各自同时接收并放大一个心电图电压, 和

所述心电图测量装置的外壳是扁平的, 一侧比另一侧长。

心电图测量设备

[0001] 本申请为申请日为2018-12-3、申请号为201880077772.1、名称为《心电图测量设备》的发明专利的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明提供一种可以轻松获得的用于分析患者心脏状况的电信号波形,并包含非常有用的信息的心电图。心电图由心电图测量设备(测量传感器)和计算机组成。近年来,几乎所有人都使用智能手机。智能手机可以被视为具有无线通信和出色显示效果的计算机。因此,心电图测量设备(测量传感器)和智能手机的组合可以是良好的心电图。本发明涉及个人可以与智能手机关联使用的心电图测量设备(测量传感器)。本发明作为用于测量心电图的设备根据国际专利分类(IPC),将其分类为检测或测量或记录人体的生物电信号的A61B5/04类。

背景技术

[0003] 心电图是一种可以方便地诊断患者的心脏状况的有用的设备。根据使用目的,心电图可以分为几种类型。为了获得尽可能多的信息,将使用10个湿电极的12通道ECG用作医院ECG的标准。患者的感官设备是用于通过附着在患者身上的少量湿电极连续测量患者的心脏状况。用户可以自己移动和使用的动态心电图记录仪和事件记录仪具有以下基本功能。这些功能包括一个紧凑的,由电池供电的,存储测量数据的存储设备以及一个可以传输数据的通信设备。动态心电图记录仪主要使用4个至6个湿电极和连接到这些电极的电缆,并提供多通道ECG。但是,动态心电图记录仪的缺点是,由于连接到电缆的湿电极附着在人体上,因此使用户感到不舒服。还需要将贴片类型的心电图电极连续附着在身体上。

[0004] 另一方面,事件记录器能够携带使得用户在感到心脏异常时及时自行测量ECG。因此,事件记录器较小,并且主要没有用于连接电极的电缆,并且事件记录器的表面上具有干燥的电极。根据现有技术的事件记录器是一种1通道心电图,主要通过使两只手分别接触两个电极来测量一个ECG信号。

[0005] 作为本发明的目的的心电图测量设备应便于个人使用,应提供准确且丰富的心电图测量结果,并且应紧凑且易于携带。为方便个人使用而需要的设备必须能够通过与智能手机的无线通信来传输数据。为此所需的设备必须由电池供电。需要增加电池寿命和缩小尺寸的设备不应包括显示屏,并且心电图应显示在智能手机上。

[0006] 为了提供准确且丰富的心电图测量,在本发明中直接测量两个肢体导联。如稍后所述,在本发明中,可以根据同时测量的两个肢体导联测量来计算和提供四个导联。通常,关于心电图,“通道”和“导联”可互换使用,表示一个心电图信号或心电图电压。相对于心电图,应同时非常小心地使用“同时”一词。“同时”一词的含义不是“顺序的”。即,同时测量两条导联实际上意味着在任何时候都测量两个心电图电压。具体来说,若在定期采样期间对LeadI电压进行采样的同时对LeadII进行采样,则每次对LeadII进行采样的时间必须少于从对LeadI进行采样以来的采样时间。还应注意使用“测量”一词。仅当实际测量物理量时,

“测量”一词才应称为测量。在数字测量中，一次测量应表示一次AD转换。如稍后将描述的，例如，通过在心电图测量中测量导联I和导联III，可以根据基尔霍夫电压定律计算导联II。在这种情况下，导联II必须表述为“经过计算”，若表述为“经过测量”会引起混淆。

[0007] 心电图测量中最困难的问题之一是消除ECG信号中包含的电力线干扰。消除电力线干扰的一种众所周知的方法是驱动右腿(DRL)方法。实际上，所有心电图都通过DRL方法消除了电力线干扰。DRL方法的缺点是，一个DRL电极应附着到右脚或躯干的右下部分。因此，为了使用DRL方法测量两条肢体导联，在现有技术中，必须使包括DRL电极的四个电极与身体接触。但是，此时的一个重要问题是，DRL电极必须与右下腹部接触，因此必须使用电缆或增加设备的尺寸。即，很难制造一种使用DRL电极测量两根导联达到信用卡大小的心电图设备。而且，重要的是，若使DRL电极与另一电极相邻与人体接触，则由于DRL电极的电压包括心电图信号分量，因此相邻电极的电压会失真。在不使用DRL电极的情况下消除电力线干扰是非常困难的，必须使用特殊电路(In-Duk Hwang和Jhon G. Webster, 两电极生物电位放大器的直接干扰消除, IEEE生物医学工程交易, 第55, No. 11, pp. 2620-2627, 2008)。为了消除电力线干扰，可能需要具有非常高的品质因数(Q)的多个滤波器，然而可能难以制造和校准多个滤波器。

[0008] 干电极具有大的电极阻抗，并且干电极产生更大的电力线干扰。然而，在ECG测量中，为了用户的方便，需要使用附接到心电图测量设备的壳体表面的干电极，而不使用连接至电缆的湿电极。另外，为了用户方便，有必要减少干电极的数量。还要求不要使DRL电极与右脚或身体的右下部分接触。然而，难以在现有技术中提供不使用电缆，使用最少数量的电极并且消除电力线干扰的心电图测量设备。

[0009] 为了解决上述问题和必要性，本发明为了方便用户而没有使用电缆，而是使用干电极，为了同时测量两条肢体导联，使用了两个放大器和连接到一个电极驱动部的三个电极。为了方便用户，根据本发明的心电图设备提供了一种具有在一个表面上彼此分离的两个干电极和在另一表面具备一个干电极的板状心电图设备。另外，本发明提供了一种在不使用DRL电极的情况下消除电力线干扰的方法。

[0010] 如稍后所述，在本发明中公开了心电测量装置，其特征在于，包括三个电极，并且电力线干扰电流集中流过连接到电极驱动部的一个电极，并且使用除了所述三个电极中的所述电极之外连接到另外两个电极的两个放大器，所述两个放大器分别放大一个心电信号，并同时测量两个心电信号。此时，一个放大器意味着信号被放大，并且在实际配置中，一个放大器可能意味着串联的多个放大级或由有源滤波器组成的集合。

[0011] 如下所述，现有技术没有提供本发明提供的技术方案。

[0012] Righter(美国专利号5,191,891,1993)在表型装置中配备了三个电极，仅获得一个ECG信号。

[0013] Amluck(DE 201 19965,2002)公开了一种心电图，其顶部具有两个电极，底部具有一个电极，但是仅测量一根导联。而且，与本发明不同，Amluck具有显示器和输入/输出按钮。

[0014] Wei等(美国专利号6,721,591,2004)总共使用六个电极，包括接地电极，RL电极。Wei等发表了一种测量4条导联并计算其余8条导联的方法。

[0015] Kazuhiro(JP2007195690,2007)在包括显示器的装置中配备有包括接地电极的四

个电极。

[0016] Tso(美国公开号2008/0114221,2008)公开了一种包含三个电极的仪表。但是,Tso会用一只手同时触摸两个电极以测量一条肢体导联,例如导联I。这样一次只能测量一根导联,因此必须顺序执行三个测量才能获得三个肢体导联。另外,Tso直接测量了不需要直接测量的增强肢体导联,并且使用了单独的平台进行该测量。

[0017] Chan等(美国公开号2010/0076331,2010)公开了一种包括三个电极的手表。但是,Cho等使用三个差分放大器测量了三个导联。此外,Chan等使用三个连接到分别的所述放大器的滤波器来减少信号噪声。

[0018] Bojovic等人(美国专利号7,647,093,2010)描述了一种通过测量三个特殊(非标准)导联来计算12导联信号的方法。但是,要测量包括一根肢体导联(导联I)和来自两个胸的特殊(非标准)导联的三根导联,使用了在板形设备的两侧都带有一个接地电极的五个电极和三个放大器。

[0019] Saldivar(美国公开号2011/0306859,2011)公开了一种蜂窝通讯座。Saldivar在通讯座的一侧有三个电极。但是,Saldivar使用导联选择器将三个电极中的两个连接到一个差分放大器68,以依次测量一根导联(图4C及【0054】段),即Saldivar为3一次依次测量导联。

[0020]

[0021] Berkner等人(美国专利号8,903,477,2014年)使用三个或四个放置在外壳两侧的电极,通过顺序移动设备时执行的顺序测量来计算12导联信号的方法。但是,尚未提供包括分别电极在内部的连接方式的装置的详细结构和形状。最重要的是,Berkner使用一个放大器316和一个滤波器模块304。例如,若使用一个放大器316和一个滤波器模块304来测量两条导联,则顺序进行两次测量。伯克纳说:“在三电极系统中,参比电极是不同的,并且在每次导联测量中都会偏移。这可以通过包括可选地一个开关的指定的软件或硬件来完成。”(...因此,在仅包括3个电极的系统中,参比电极是不同的,并且每次导联测量均会发生变化。这可以通过指定的软件和硬件完成/或可选地包括开关的硬件。)上述技术表明,Berkner使用一个放大器316和一个滤波器304一次测量一根导联,并顺序执行多次测量。即,与使用本发明提出的三个电极和两个放大器同时测量两个导联的方法相比,Berkner等人的方法具有许多缺点。

[0022] Amital(美国公开号2014/0163349,2014)从配备有四个电极的设备中的三个电极生成共模消除信号,而共模消除信号是另一个电极被耦合(参见权利要求1)以去除共模信号。这是Amital之前众所周知的现有的DRL方法。

[0023] Thomson等人(美国公开号2015/0018660,2015)公开了具有三个电极的智能手机外壳。Thomson的智能手机外壳在前面有一个孔,可以看到智能手机的屏幕。但是,没有提出使用两个放大器同时测量两个导联的方法。另外,由于Thomson的设备使用超声通信,因此存在一个即使智能手机和所述设备稍微分开(大约1英尺),也会出现通信问题的缺点。另外,若用户更换智能手机,则Thomson的智能手机外壳可能无法使用现有的智能手机外壳。

[0024] Drake(美国公开号2016/0135701,2016)在移动设备的一侧具有三个电极,可提供6条导联。但是,Drake是“由一个或多个放大器组成,用于放大从三个电极接收到的模拟信号”(第【0025】段和权利要求4,“包括配置成放大从三个电极接收到的模拟信号的一个或多

个放大器”)因此,Drake对于本发明的实质部分,即,要使用多少个放大器以及如何将放大器连接到三个电极是含糊的。Drake还说:“ECG设备102包括可以被配置为对从右臂电极108,左臂电极110和左腿电极112接收的信号执行一个或多个信号处理操作的信号处理器116”(第【0025】段)。因此,Drake接收三个信号。并且,Drake是同时接收还是依次接收三个信号是模糊的。另外,Drake还描述了“本文公开的各种实施例可以涉及用于同时获取六个导联的手持式心电图设备”(第【0019】段)。

[0025] 此时,Drake错误地,不恰当地且不明确地使用了“同时”一词。Drake设备的结构类似于所述Thomson设备的结构。Drake在设备的一侧放置了三个电极。因此,与所述Thomson等类似,难以使三个电极同时接触双手和身体。

[0026] Saldivar(WO 2017/066040,2017)设备使用导联选择级250将三个电极连接到一个放大器210。此外,Saldivar一项一项地进行六项测量,以获得六项导联。即,Saldivar不能同时测量多个导联。Saldivar还可以按顺序直接测量三个增强的肢体导联。

发明内容

[0027] 要解决的技术问题

[0028] 本发明是鉴于所述诸多问题而提出的,其目的在于,提供一种具有三个电极的一个心电图设备使用与两个肢体导联相关联的两个放大器来同时测量两个肢体导联的心电图设备。同时测量两条肢体导联在医学上很重要。这是因为顺序测量两条导联比较耗时且不便。更重要的是,在不同时间测量的两条肢体导联可能不会相互关联,并且可能会使详细的心律失常区分混淆。为了方便用户,根据本发明的心电图设备包括板状心电图设备,该板状心电图设备在一个表面上具有彼此分离的两个干电极并且在另一表面上具有一个干电极。另外,本发明将提供一种不使用DRL电极的电力线干扰消除方法。在本发明中,公开一种将两只手与两个电极接触并且在身体上接触一个电极的便捷的心电图测量方法,以及具有适合该结构的心电图测量设备。

[0029] 技术方案

[0030] 用于解决上述问题的根据本发明的心电图设备的外观,操作原理,结构和使用方法如下。本发明通过系统的分析电路设计和软件生产解决了上述问题。

[0031] 根据本发明的一实施例的心电图测量设备,包括:

[0032] 第一电极和第二电极,分别接收与人体接触部分的两个心电图电压;

[0033] 两个放大器,从所述第一电极和第二电极分别接收两个所述ECG电压;

[0034] 一个电极驱动部,用于输出驱动电压;

[0035] 第三电极,接收所述电极驱动部的输出并将所述电极驱动部的输出传递至接触的身体部位;

[0036] AD转换器,连接到所述两个放大器的分别输出端子,并将所述两个放大器的输出信号转换为两个数字信号;

[0037] 微控制器,接收所述AD转换器的两个数字信号;

[0038] 通信装置,用于发送所述两个数字信号,

[0039] 所述微控制器提供电池电源,

[0040] 所述微控制器控制所述AD转换器和所述通信装置,所述两个放大器分别同时接收

一个ECG电压来放大,所述电极驱动部的输出阻抗小于所述两个放大器中分别放大器的输入阻抗。

[0041] 图1示出根据本发明的心电图测量设备100。所述心电图测量设备100在其表面上包括三个电极111、112、113。以预定间隔隔开的两个电极111、112被安装在所述心电图测量设备100的一个表面上,并且一个电极113被安装在另一表面上。

[0042] 图2示出用户使用根据本发明的心电图测量设备100以六通道模式测量心电图的方法。所述用户用两只手触摸设置在心电图测量设备100的一侧上的电极111、112,并且将安装在另一侧的电极113触摸在用户的左小腹(或左腿)。当三个电极以这种方式与人体接触时,可以测量两条肢体导联,并且可以如下所述计算另外获得四根导联。图2的测量方法是本发明提供的最方便地获得6个通道的ECG的方法。另外,本发明提供了最适合图2的测量方法的设备。测量方法的原理如下。

[0043] 现有的12导联心电图在ANSI/AAMI/IEC 60601-2-25:2011,医疗电气设备第2-25部分:对心电图仪基本安全性和基本性能的特殊要求中进行了描述。在现有的12导联心电图中,三肢导联定义如下。导联I=LA-RA,导联II=LL-RA,导联III=LL-LA。在上式中,RA,LA和LL分别是右臂,左臂,左腿或靠近这些肢体的身体部位的电压。此时,为了消除电力线干扰,在现有技术中通常使用右腿(DRL)电极。根据所述关系,可以从其他两条肢体导联中获得一条肢体导联。例如,导联III=导联II-导联I。三种增强肢体导联定义如下。 $aVR=RA-(LA+LL)/2$, $aVL=LA-(RA+LL)/2$, $aVF=LL-(RA+LA)/2$ 。因此,可以从两个肢体导联获得三个增强肢体导联。例如, $aVR=-(I+II)/2$ 。因此,若测量了两个肢体导联,则可以计算并获得剩余的四个导联。因此,本发明公开了一种使用三个电极和两个放大器同时测量两个导联以提供六个导联的设备。此时,一个放大器意味着信号被放大,并且在实际配置中,一个放大器可以由串联的多个放大端或有源滤波器的集合组成。标准的12导联心电图由从V1到V6的6个导联和6个预先记录的导联组成。

[0044] 改良的胸腔导联(MCL)与所述预编码的导联相似,在医学上非常有用。另一方面,在本发明的原理中,三个电极中未与放大器连接的一个电极的电压基本上等于信号频带中的公共电路。因此,根据本发明的心电图测量设备100适合于测量从MCL1到MCL6的六个MCL中的一个MCL。这是因为分别的MCL都是基于连接左手的身体部位的电压在相应记录的导联位置处的电压。

[0045] 图3示出用户在MCL模式下使用根据本发明的心电图设备测量MCL1的方法。例如,使用根据本发明的心电图设备,为了测量MCL1,如图3所示,用户用两只手接触设置在心电图测量设备100的一侧上的电极111、112,将设置在另一表面上的电极113与MCL位置(例如,在测量MCL1时的V1位置)接触。在本发明中,为了使用户测量MCLn,用户需要将所述电极113接触到用户身体的MCLn位置,即,Vn位置。

[0046] 现在,将参照图4和图5描述根据本发明的心电图测量设备的实施例。图4是用于说明在根据本发明的心电图测量设备中消除电力线干扰的原理和实施例的等效电路模型。图5是在根据本发明的心电图测量设备中使用两个单端输入放大器和一个电极驱动器同时测量心电图的两个通道的实施例的等效电路模型。

[0047] 参照图4,电流源450用于建模电力线干扰。另外,在图4中,人体被标记为430并且由在一个点处彼此连接的三个电极电阻器431、432、433来建模。另外,在图5中,将一个ECG

信号建模为存在于两个电极电阻器之间的一个电压源461和462。在本发明中,由于使用了三个电极,因此在图5中,在人体中模拟了两个ECG电压源461和462。这是因为三个电极上有三个ECG电压(这是因为从三个电极中选择两个电极的情况是三个),但是只有两个ECG电压是独立的。简化了所述图4中的电力线干扰建模和图5中的心电图信号建模。但是,所述模型适合于阐明要解决的问题。另外,上述模型清楚地建议了本发明应设计的内容。另外,通过使用上述模型,可以容易地理解本发明。基于以上模型设计了本发明。由于现有技术未使用上述模型,因此现有技术无法准确地提出该问题的解决方案。

[0048] 如稍后将描述的,本发明可以以各种实施例来表达。然而,本发明的各种实施例通常基于本发明的以下原理。在本发明中针对本发明设计了本发明的原理。与现有技术中使用的DRL相比,本发明的原理具有不使用DRL电极的差异。

[0049] 不使用DRL电极的现有的ECG测量装置尚未解决的需要解决的问题是消除或减少电力线干扰。如图4所示,由于输出阻抗相当大心电图测量设备中的电力线干扰是由具有基本上无限的输出阻抗的电流源产生的。(在图4中,将电力线干扰电流源表示为450。)因此,为了消除电力线干扰,需要使从电力线干扰电流源向人体的阻抗最小。从电力线干扰电流源看向人体的阻抗是人体本身的阻抗与心电图测量设备的阻抗之和。结果,需要最小化通过三个电极看的心电图测量设备的阻抗。另一方面,在用于测量心电图的电极和人体之间存在所谓的电极阻抗或称为电极电阻的阻抗(图4中的431、432、433)。因此,为了最小化电极阻抗的影响并测量心电图电压,心电图测量设备必须具有高阻抗。因此,心电图测量设备必须满足两个相反的条件,即必须具有低阻抗以消除电力线干扰,并且必须具有高阻抗才能测量ECG电压。

[0050] 为了满足两个相反的条件,例如当使用三个电极时,将具有较大值的三个电阻器连接到三个电极中的分别,将所述三个电阻器的另一端作为点连接在一起,并且将三个电极的共模信号到连接三个电阻的一个点的负反馈。但是,这种方法实际上很难使用。这是由于电力线干扰电流源的阻抗较大,因此电力线干扰电流的大小不会减小。因此,在这种情况下,在三个电阻器中感应的电力线干扰电压仍然很大。否则放大器可能饱和。另外,由于电力线干扰电流的大小没有减小并且分别电极的阻抗可以不同,对于分别电极在高电平上感应出不同的电力线干扰电压。因此,即使使用差分放大器,也难以消除对分别电极引起的电力线干扰。这是现有技术的困难。

[0051] 因此,在本发明中,电力线干扰电流集中并且仅流到安装在心电图测量设备中的电极中的一个电极。为此,在将三个电极连接到人体的同时,电力线干扰电流源将通过一个电极进入心电图测量设备的阻抗降至最低。然后,使由电力线干扰电流源感应到人体的电力线干扰电压(在图4中以440v表示)最小。然后,由于使感应到人体的电力线干扰电压最小,可以增加心电图测量设备的其他电极的输入阻抗,并且可以精确地测量心电图电压。此时,重要的是,在集中了电力线干扰电流的一个电极中,电力线干扰电压被感应得较高,因此,所述电极不应当用于测量。因此,在本发明中,当使用三个电极时,使用两个电极和从两个电极接收ECG信号的两个放大器进行测量。尤其,应当注意,由于在使用三个电极的心电图测量设备中仅两个电极必须用于测量,因此不能使用两个差分放大器。而且,当使用负反馈时,当在所有频带上执行负反馈时,心电图信号在电极侧产生并被反馈并与电力线干扰电压混合,因此负反馈应仅在电力线干扰频率下执行。在下文中,将参照附图描述本发明的

详细描述。

[0052] 在图4和随后的附图中,为了方便起见,根据本发明的心电图测量设备100仅示出了根据本发明的设备的一部分。在图4中,根据本发明的心电图测量设备100包括三个电极111、112、113,两个放大器411、412以及一个电极驱动器(具体地,带通滤波器)413。参照图4和图5,本发明中使用的两个放大器411和412不是差分放大器,而是单端输入放大器。

[0053] 本发明的图4所示的实施例的重要特征在于,根据本发明的心电图测量设备100包括由带通滤波器表示的电极驱动器413。即,在图4等中,电极驱动器413可以具有带通的频率特性。因此,在本发明中,电极驱动器413可以被描述为带通滤波器。电极驱动器413的输入连接到一个电极112。电极驱动器413的输出通过电阻器423驱动电极113(反馈到电极113)。电极驱动单元(即,带通滤波器413)的谐振频率或峰值频率与电力线干扰的频率相同。另外,带通滤波器413具有大的Q。在图4中,带通滤波器413的输入阻抗很大,而输出阻抗很小。电阻器423的元件值由R₀表示。在本发明中,为了方便起见,将电阻423视为电极驱动器413的输出阻抗。

[0054] 在本发明中,三个电极中的两个通过电阻421和422共同连接到模拟电路,电阻值为R_i。电阻421和422被认为是放大器411和412的输入阻抗。

[0055] 在图4中,430是人体模型。人体和电极之间存在接触电阻,通常称为电极阻抗。在图4中,存在于人体430与三个电极111、112、113之间的电极阻抗(电极电阻)分别表示为电阻431、432、433。电极电阻431、432、433的器件值分别由R_{e1}、R_{e2}、R_{e3}表示。

[0056] 图4中450是用于建模电力线干扰的电力线干扰电流源。电力线干扰电流源450的电流i_n通过人体430和三个电极111、112、113流过根据本发明的

[0057] $i_n = i_{n1} + i_{n2} + i_{n3} \dots \dots \dots$ (式1)

[0058] 心电图设备100的电路。当流过所述三个电极111、112、113的电力线干扰电流分别由i_{n1}、i_{n2}、i_{n3}表示时,根据基尔霍夫电流定律,以下情况成立。

[0059] 【等式1】

[0060] 为了进行电路分析,在人体430中感应的电力线干扰由v_{body}表示。在图4中,v_{n1}、v_{n2}、v_{n3}分别表示电极111、112、113的电力线干扰电压。在

[0061] $i_{n1} = \frac{v_{body}}{R_i + R_{e1}} \dots \dots \dots$ (式2)

[0062] 等式1中,分别电流如下。

[0063] $i_{n2} = \frac{v_{body}}{R_i + R_{e2}} \dots \dots \dots$ (式3)

[0064] 【等式2】

[0065] 【等式3】

[0066] $i_{n3} = \frac{v_{body} + v_{n2}H(f)}{R_0 + R_{e3}} \dots \dots \dots$ (式4)

[0067] 【等式4】

[0068]
$$v_{n2} = \frac{R_i}{R_i + R_{e2}} v_{body} \dots\dots\dots (式5)$$

[0069] 此时

[0070] 【等式5】

[0071] 以上,带通滤波器413的传递函数由 $-H(f)$ 表示。使用以上等式获得以下等式

[0072] 【等式6】

$$i_n = \frac{v_{body}}{R_i + R_{e1}} + \frac{v_{body}}{R_i + R_{e2}} + \frac{v_{body}}{R_o + R_{e3}} \frac{R_i}{R_i + R_{e2}} H(f) + \frac{v_{body}}{R_o + R_{e3}} \dots\dots\dots (式6)$$

[0073]

[0074] 在本发明中,使用图4的电路的器件值来实现以下近似(方程7和8)。等式7和等式8是本发明的重要组成部分。

[0075] 【等式7】

[0076] $R_i \gg R_{e1}, R_{e2}, \text{ or } R_{e3} \dots\dots\dots (式7)$

[0077] 【等式8】

[0078] $R_i \gg R_o \dots\dots\dots (式8)$

[0079] 然后,建立以下近似。

[0080] 【等式9】

[0081]
$$i_n \approx \frac{v_b}{R_o + R_{e3}} (1 + H(f)) \dots\dots\dots (式9)$$

[0082] 从上述等式9获得以下等式。

[0083]
$$v_{body} \approx (R_o + R_{e3}) \frac{i_n}{1 + H(f)} \dots\dots\dots (式10)$$

[0084] 在等式10中,若没有反馈,即 $H(f)=0$,则以下成立。

[0085] 【等式11】

[0086] $v_{body} \approx (R_o + R_{e3}) i_n \text{ if } H(f)=0 \dots\dots\dots (式11)$

[0087] 通过比较等式10和等式11,我们可以看到本发明的效果是将电力线干扰电流 i_n 的影响减小到反馈量,即 $(1+H(f))$,因此,在带通滤波器的谐振频率下,增益大小 $|H(f_o)| \gg 1$ 时 $v_{body} \approx 0$ 。这证明了本发明中消除电力线干扰的原理。

[0088] 通过使用等式2和等式10来确认以下等式。

$$v_{n1} \approx \frac{R_i}{R_i + R_{e1}} (R_o + R_{e3}) \frac{i_n}{1 + H(f)}$$

[0089]
$$\approx (R_o + R_{e3}) \frac{i_n}{1 + H(f)}$$

$$\approx v_{body} \quad \dots\dots\dots (式12)$$

[0090] 对于 v_{n3} 获得以下结果。从上述结果可以使用 $v_{body} \approx 0$ 和 $i_{n3} \approx i_n$

[0091] 【等式13】

[0092] $v_{n3} \approx v_{body} - i_{n3} R_{e3} \approx -i_n R_{e3} \dots\dots\dots (式13)$

[0093] 从等式12和等式13确认以下等式

[0094] $|v_{n3}| \gg |v_{n1}| \dots\dots\dots (式14)$

[0095] 这是反馈的结果 $|H(f)|$ 由于较大,几乎所有的电力线干扰电流都流过反馈电极(图4中的电极113),因此反馈电极受到电力线干扰的污染,而非反馈电极(图4中的电极111和112)是电力线。这意味着几乎不受干扰的影响。这意味着对于ECG测量,勿使用反馈电极,而应仅使用非反馈电极。因此,不能通过使用具有连接到电极111和113的输入的差分放大器或具有连接到电极112和113的输入的差分放大器来消除电力线干扰的影响。这是现有技术的重要问题之一。

[0096] 下面,将描述根据本发明的使用三个电极获得两个ECG通道信号的原理。图5是当使用根据本发明的心电图设备测量心电图时的等效电路。

[0097] 在图5中, v_1, v_2, v_3 分别表示电极111、112、113的ECG信号电压。

[0098]
$$v_2 = -v_a \frac{(R_o + R_{e3}) || (R_i + R_{e2})}{(R_i + R_{e1}) + (R_o + R_{e3}) || (R_i + R_{e2})} \frac{R_i}{(R_i + R_{e2})}$$

$$+ v_b \frac{(R_i + R_{e1}) || (R_i + R_{e2})}{(R_i + R_{e1}) || (R_i + R_{e2}) + (R_i + R_{e1})} \frac{R_i}{(R_i + R_{e2})}$$

$$- v_2 H(f) \frac{(R_i + R_{e1}) || (R_i + R_{e2})}{(R_o + R_{e3}) + (R_i + R_{e1}) || (R_i + R_{e2})} \frac{R_i}{(R_i + R_{e2})}$$

\dots\dots\dots (式15)

[0099] 电极112的电压 v_2 是通过使用如下叠加原理分析该等效电路而获得的。

[0100] 在所述等式15中,符号 $||$ 代表并联电阻的值。如上所述,可以在等式15中假设等式7和等式8的条件。然后,电压 v_2 如下近似。

[0101] 【等式16】

$$\begin{aligned}
 v_2 &\approx -v_a \frac{(R_o + R_{e3})}{(R_i + R_{e3})} \frac{R_i}{(R_i + R_{e2})} + v_b - v_2 H(f) \\
 &\approx v_b - v_2 H(f) \dots\dots\dots (式16)
 \end{aligned}$$

[0103] 因此,在等式7和等式8的条件下,电压v1如下。

[0104] 【等式17】

$$v_2 \approx v_b \frac{1}{1 + H(f)} \dots\dots\dots (式17)$$

[0106] 从上述基带信号中能够确认 $|H(f)| \ll 1$ 时 $v_2 \approx v_b$

[0107] 图6示出在根据本发明的心电图测量设备中使用的带通滤波器的频率响应。在图6中,带通滤波器的谐振频率为60Hz,谐振频率处的增益为20,并且 $Q=120$ 。图7示出当使用图6的所述带通滤波器时,在40Hz以下的频率下可以以98%的精度获得 v_b 。

[0108] 类似地,如下获得电极1的电压v1。

[0109] 【等式18】

$$\begin{aligned}
 v_1 &= +v_a \frac{R_i}{(R_i + R_{c1}) + (R_o + R_{e3}) || (R_i + R_{e2})} \\
 &\quad + v_b \frac{(R_i + R_{e1}) || (R_i + R_{e2})}{(R_o + R_{e3}) + (R_i + R_{e1}) || (R_i + R_{e2})} \frac{R_i}{(R_i + R_{c1})} \\
 &\quad - v_2 H(f) \frac{(R_i + R_{c1}) || (R_i + R_{c2})}{(R_o + R_{c1}) + (R_i + R_{c1}) || (R_i + R_{c2})} \frac{R_i}{(R_i + R_{c1})} \\
 &\dots\dots\dots (式18)
 \end{aligned}$$

[0111] 当使用等式7和等式8的条件时,电压v1近似如下。

[0112] 【等式19】

$$v_1 \approx +v_a + v_b - v_2 H(f) \approx v_a + v_2 \dots\dots\dots (式19)$$

[0114] 上述等式是使用等式16获得的。从上述等式获得以下等式20,并且可以通过该等式获得 v_a 。从等式20可以看出,可以在没有带通滤波器的影响的情况下获得 v_a 。

[0115] 【等式20】

$$v_1 - v_2 \approx +v_a \dots\dots\dots (式20)$$

[0117] 因此,根据本发明,已经描述了使用两个单端放大器来获得两个ECG通道的信号的原理。

[0118] 图8是示出根据本发明的心电图测量设备中的使用两个电极的共模信号消除电力线干扰的原理和实施例的等效电路模型。自然地,即使当使用共模信号时,电力线干扰电流也集中并且流过电极832,电极驱动器813的输出被反馈到该电极832,并且电力线干扰电压存在于电极832中。图9是当使用图8的方法,即,使用共模信号去除电力线干扰时,使用一个差分放大器811和一个单端输入放大器812同时测量心电图的两个通道的实施例的等效电路模型。与之前的两个单端输入放大器一样,可以获得两个ECG电压。

[0119] 为了方便起见,省略了图8和9的电路分析。在图8和图9的实施例中,与图4和图5的

实施例一样,电极驱动单元,即带通滤波器813是通过输出阻抗 R_o 和一个电极112与所述电极112接触的人体部位施加驱动电压施加。即,电极112未连接至用于测量ECG电压的放大器,而是通过输出阻抗823连接至电极驱动器813。即,电极112不用于测量ECG电压。当带通滤波器的峰值较大时,为了在信号频带中实现 $|H(f)| \ll 1$,可以对带通滤波器的传递函数 $H(f)$ 进行校正或补偿。

[0120] 在图8中,一个带通滤波器813被用作一个电极驱动器,但是在图10中,一个恒定电压源1013被用作一个电极驱动器。恒定电压源1013通过具有小的电阻值 R_0 的电阻器1023和电极112向与电极112接触的人体的一部分施加驱动电压。大部分电力线干扰电流流过电极112。为了进一步集中电力线干扰电流,可以减小电极驱动器1013的输出阻抗1023。与使用带通滤波器的先前方法相比,该方法消除电力线干扰的效果较小。在图10的实施例中,除了电力线干扰电流集中并流动的电极,通过使用连接到两个电极的两个放大器同时放大两个ECG电压。在图10的实施例中,使用了一个差分放大器1011和一个单端输入放大器1012。一个单端输入放大器1012的输出可以包括小的电力线干扰,并且带通滤波器1033可以用于进一步减少电力线干扰。

[0121] 在图5,图9和图10中,通常使用具有小的输出阻抗的电极驱动器来驱动一个电极,以便减少电力线干扰。所述电极驱动器的输出传输到电极接触的人体部位。一旦降低了电力线噪声,就可以使用两个单端输入放大器来放大从两个电极接收的两个ECG电压,并且可以使用一个单端输入放大器和一个差分放大器。

[0122] 本发明的原理总结如下。通过减小连接到一个电极的电极驱动器的输出阻抗来满足所述电力线干扰电流源应减小进入心电图测量设备的输入阻抗的条件,通过增加从两个不同电极进入的输入阻抗来满足ECG信号电压必须增加进入心电图测量设备的输入阻抗的条件。通过上述方法,根据本发明的心电图测量设备可以在减小电力线干扰的同时准确地测量ECG信号电压。因此,根据本发明的心电图测量设备的所述电极驱动器的输出阻抗小于两个放大器中的分别的输入阻抗。

[0123] 如上所述,根据本发明,本发明使用具有大输入阻抗的两个放大器来从两个电极接收两个ECG电压,同时通过将一个电极驱动器的输出施加到一个电极来消除电力线干扰,从而同时测量所述两个ECG电压的示例。

[0124] 有益效果

[0125] 根据本发明的心电图测量设备提供使用最少数量的电极(具体地,三个电极)同时获得的六个ECG导联。当在MCL模式下使用根据本发明的心电图测量设备时,可以测量一条肢体导联(具体地,导联I)和一条MCL。

[0126] 由于根据本发明的便携式心电图测量设备是一个信用卡大小,因此携带方便,因此与时间和地点无关最方便地获取多个心电图,并且由于其与智能手机无线通信,因此可以方便地使用,而对根据本发明的心电图测量设备与智能手机之间的距离没有实质性限制。

[0127] 另外,根据本发明的心电图测量设备,当不使用时,除了电流传感器之外的所有电路都被断开,并且只有微控制器进入睡眠模式,在使用时,仅向所需的电路供电,并且所述微控制器进入激活模式,因此可以将心电图测量设备内置电池的功耗降至最大。

[0128] 另外,根据本发明的心电图测量设备不包括机械电源开关或选择开关,以实现小

型化和薄型化,用户不必要地麻烦使用开关,不会造成开关失效的可能性,有限的寿命以及制造价格的增加。

[0129] 另外,由于根据本发明的心电图测量设备不包括如LCD的显示器,因此能够以紧凑的尺寸制造并且便于携带,而不会引起显示器的故障和劣化以及制造价格的增加。

附图说明

[0130] 图1是根据本发明的具有三个电极的心电图测量设备的透视图。

[0131] 图2是使用根据本发明的心电图测量设备以6通道模式测量心电图的方法

[0132] 图3是使用根据本发明的心电图测量设备以MCL模式测量心电图的方法。

[0133] 图4是用于说明在根据本发明的心电图测量设备中消除电力线干扰的原理和实施例的等效电路模型。

[0134] 图5是在根据本发明的心电图测量设备中使用两个单端输入放大器和一个带通滤波器(电极驱动部)同时测量心电图的两个通道的实施例的等效电路模型。

[0135] 图6是在根据本发明的心电图测量设备中用作电极驱动部的带通滤波器的频率响应。

[0136] 图7是在根据本发明的心电图测量设备中将带通滤波器用作电极驱动部时一个信号通道的频率响应。

[0137] 图8是用于说明根据本发明的心电图测量设备中的使用共模信号消除电力线干扰的原理和实施例的等效电路模型。

[0138] 图9是根据本发明的心电图测量设备,当使用共模信号消除电力线干扰时,使用一个差分放大器和单端输入放大器以及一个带通滤波器(电极驱动部)同时测量心电图两通道的实施例的等效电路模型。

[0139] 图10是在根据本发明的心电图测量设备中通过使用一个差分放大器和一个单端输入放大器以及一个恒压发生器(电极驱动部)同时测量心电图的两个通道的另一实施例。

[0140] 图11是根据本发明的嵌入在心电图测量设备中的电路的框图。

[0141] 图12是根据本发明的心电图测量设备的操作流程圖。

[0142] 图13是当执行智能手机应用以使用根据本发明的心电图测量设备时的智能手机的初始屏幕。

[0143] 图14是使用本发明的心电图测定装置时的智能手机应用程序的流程图。

[0144] 图15是配备有血液测试条插入口的根据本发明的心电图测量设备。

[0145] 图16是以智能手表的形状实现根据本发明的心电图测量设备的示例。

[0146] 图17是将本发明的心电图测定装置实施为环状的例子。

[0147] 图18和图19是根据本发明的当通过与裤子连接而测量心电图时的心电图测量设备的示例。

[0148] 图20和图21是通过使用两个或一个用作根据本发明的电极的心电图测量设备的滑动引导件可以连接至手表的表带的形状。

[0149] 图22是根据本发明的具有四个电极的心电图测量设备的透视图。

具体实施方式

[0150] 在下文中,将参考附图描述根据本发明的实施例。在本实施例中,心电图(ECG)测量装置被描述为包括三个电极,但是不限于此,心电图测量设备可以是包括三个以上的电极的装置。先前已经使用图4至图10描述了本发明的重要实施例以解释本发明的原理。

[0151] 为了增加便携性,根据本发明的便携式心电图测量设备优选地为信用卡形状,并且具有6mm或更小的厚度。由于根据本发明的便携式心电图测量设备是便携式的,因此其使用电池,并且当使用CR2032型电池时,可以使用大约2年。

[0152] 另外,可以不提供机械电源开关或选择开关以使便携式ECG测量设备小型化,并且不使用显示器来减少功耗。

[0153] 在根据本发明的便携式心电图测量设备,其特征在于,可以使用电流传感器以便不使用机械电源开关或选择开关。始终为电流传感器提供操作所需的电源,并在事件发生时等待生成输出信号。当用户将多个电极触摸到人体以测量心电图时,微小电流流过的回路会穿过人体。因此,当所述人体电连接到所述电流传感器时,所述电流传感器使所述微电流流过人体,并且电流传感器感测微电流并产生输出信号。为了增加电池使用时间,当不使用便携式心电图测量设备时,仅所述电流传感器工作,其余电路断电,微控制器以睡眠模式等待。此时,当发生两只手触摸两个电极且电流传感器生成输出信号的事件时,所述微控制器被激活以接通心电图电路的电源并执行心电图测量。所述电流传感器感测到的所述电流由所述便携式ECG测量设备中提供的电池提供,并且是直流电。

[0154] 根据本发明的心电图测量设备100可以进一步包括测量血液特性例如血糖水平,酮水平或国际标准化比率(INR)的功能。因此,在本实施例中,将以心电图测量设备100为例,以一起测量心电图和血液特征为例进行说明。可以使用安培法测量所述血糖水平或酮水平。所述INR是凝结趋势的量度,可以使用毛细管血的电阻抗法,安培法或机械法进行测定。用于所述血液特性测试的血液测试条插入到一个血液测试条插入口,血液测试条插入口设置于根据本发明的心电图测量设备的壳体。

[0155] 在根据本发明的心电图测量设备100的实施例中,可以包括温度计功能。为了在根据本发明的心电图测量设备100中包括温度计功能,合适的形状是接触式,合适的温度传感器是热敏电阻。为了通过使用包括温度计功能的根据本发明的心电图测量设备100来测量体温,用户通过附接有温度传感器的ECG测量设备100的一部分接触用户的前额或腋窝。为了精确地测量体温,皮肤的温度不应由安装有所述温度传感器的所述心电图测量设备100上的所述部位来改变。

[0156] 图11示出根据本发明的心电图测量设备100中内置的电路的框图。为了阐明本发明,尽管未在图11中示出,但是根据本发明的心电图测量设备可以包括血液测试电路,血液测试条插入口等。图11中的分别块的功能和操作如下。当用户用两只手触摸一对电极111、112时,心电图电流传感器1140允许微小电流流过所述两只手,并检测所述微小电流流过所述两只手。所述电流传感器1140产生信号以将所述微控制器1180从睡眠模式改变为活动模式。然后,所述微控制器1180为所述ECG测量电路1160和所述AD转换器1170上电。所述ECG测量电路1160放大来自两个放大器的两个ECG信号并产生两个输出。所述AD转换器1170接收所述ECG测量电路1160的两个输出,并且所述AD转换器1170的输出通过所述无线通信装置1190和天线1192被发送到所述智能手机210。接收数据的所述智能手机210显示多个ECG波

形。在一定时间段内的测量之后,所述微控制器1180进入睡眠模式并等待双手的下一次触摸。

[0157] 若用双手和左下腹部触摸本发明的ECG测量设备,则一次可以显示六根导联,但是当不方便将所述ECG测量设备与左下腹部接触时或仅测量一条导联时,所述心电图测量设备自动地掌握用户是否仅测量一条导联,或测量六条的意图。当用户用两只手触摸所述心电图测量设备仅测量一条导联时,所述电流传感器1140仅感测一个电流。然后,智能手机上仅显示导联I。当用户用双手和左下腹部触摸所述ECG测量设备以测量六条导联时,电流传感器1140和电流传感器1150一起感测电流。然后,六条导联将显示在智能手机上。图11中所示的分别框可以使用商业化部件以现有技术来实现。

[0158] 图12是根据本发明的所述心电图测量设备100在测量所述心电图时的操作流程。为了使用户测量心电图,将所述心电图测量设备100的所述一对电极111、112分别用两只手接触1210。然后,感测两只手之间流经人体的微小电流的所述电流传感器生成输出信号1215。输出信号产生所述微控制器1180的中断以激活所述微控制器1180(1220)。激活的所述微控制器1180激活所述无线通信装置1190。以下,将描述所述无线通信装置1190是蓝牙低功耗设备的情况。所述心电图测量设备100的所述无线通信装置1190宣传为蓝牙低功耗外围设备1225。此时,作为蓝牙低功耗中央设备进行扫描的智能手机发现了所述心电图测量设备100并尝试进行连接。此时,若所述心电图测量设备100批准该连接,则所述智能手机和所述心电图测量设备100被连接至蓝牙低功耗1230。此时,所述心电图测量设备100可以确定用户是否实际上已经触摸了智能手机的心电图测量按钮以便测量心电图1235。

[0159] 当确认请求ECG测量时,所述微控制器1180接通所述ECG测量电路1160的电源1240。这可以通过将所述微控制器1180的输出引脚连接到ECG测量电路1160并且将所述输出引脚的电压设置为High来执行。接下来,使用所述电流传感器1245来检查所述一对电极111、112是否被两只手触摸。该步骤是确定所述微控制器1180何时开始测量ECG,即何时开始AD转换。即,用于检查两只手是否连续与所述电极111、112接触。

[0160] 在上述过程之后,所述微控制器1180开始ECG测量1250。即,所述微控制器1180根据预设的AD转换周期执行AD转换并且带来AD转换结果。在本发明中,测量两个ECG信号。所测量的心电图数据被发送到所述智能收集210(1255),并且当预设的测量时间,例如经过30秒时,所述微控制器1180进入睡眠模式1260。

[0161] 图11的所有电路由所述心电图测量设备100中内置的电池驱动。在图11中可能没有机械电源开关,机械选择开关或显示屏。在图11中,当所述心电图测量设备100不测量时,所述心电图电流传感器和所述微控制器1180各自消耗大约1uA,并且所有其他模块完全断电。

[0162] 根据本发明的心电图测量设备100与智能手机210一起使用。图13示出了当执行根据本发明的智能手机应用时的智能手机的初始屏幕。当执行智能手机应用程序时,触摸按钮1331、1332、1334、1336、1342、1344、1346、1350显示在智能手机210的显示器1320上。与心电图相关的按钮1331、1332、1334、1336被配置在心电图框1330中。当根据本发明的心电图测量设备100包括测量血液特性的功能时,在血糖盒1340中配置与血液特性有关的按钮1342、1344、1346。用户为了测量ECG选择并触摸要测量的ECG测量模式按钮1331、1332之一。当用户在6通道模式下测量ECG时,触摸按钮1331。当用户在MCL模式下测量心电图时,触摸

按钮1332。然后,当用户用两只手触摸所述ECG测量设备100的所述一对电极111、112时,所述ECG测量设备100如上所述测量ECG。数据以图表形状显示在智能手机显示器1320上并存储在智能手机210中。要以图表形状查看过去存储的心电图测量数据,触摸打开按钮1334。要向医生或医院中发送数据,触摸发送按钮1336。设置按钮1350用于记录用户的姓名,出生日期,性别,地址等,或设置选项。

[0163] 图14示出了根据本发明的智能手机应用程序的流程图。为了方便起见,将仅描述测量心电图的过程。如图14所示,测量ECG时的流程由中央主干1422、1424、1426、1428、1430、1432和蓝牙低功耗(BLE)主干1452、1454的两个主干组成。启动应用程序后,智能手机显示屏1320上会出现各种按钮1410,然后启动用于执行蓝牙低能耗通信的所述BLE干1452、1454。想要测量心电图的用户触摸所述ECG测量按钮1331、1332之一1422。

[0164] 当用户触摸所述ECG测量按钮1331或1332中的一个触摸1422时,将ECG测量请求信号发送到所述BLE杆1452、1454(1424)。另外,根据所述ECG测量模式,在所述智能手机显示器1320显示根据所述ECG测量模式向接触电极的消息1424。所述BLE干1452、1454向所述ECG测量设备100发送ECG测量请求信号1454。

[0165] 接收心电图测量请求信号的所述心电图测量设备100执行图12中描述的心电图测量任务,以再次发送由BLE干1452、1454测量的心电图数据。所述BLE干1452、1454将从所述心电图测量设备100接收的所述ECG数据传输到所述中心干1422、1424、1426、1428、1430、1432。所述中心干1422、1424、1426、1428、1430、1432接收所述ECG数据1426。接收到的所述ECG数据以图表形状显示在所述智能手机显示屏1320的中心干1422、1424、1426、1428、1430、1432中1428。在完成所有心电图测量之后,将测量的心电图数据以文件格式存储在智能手机存储设备中1430。当所测量的ECG数据以图表的形状显示在智能手机显示器1320上时,智能手机应用程序通过按下应用程序退出按钮来等待用户结束该应用程序1432。

[0166] 根据本发明,用户使用不具有机械开关或选择开关,显示器的心电图测量设备100以及使用简化的智能手机应用程序,在所有可能的操作顺序的情况下,用户都可以得到期望的结果而没有任何异常。

[0167] 如上所述,已经关于使用单个心电图测量设备100和智能手机应用程序测量心电图的情况详细描述了本发明,但是根据本发明的心电图测量设备100其不受限制,并且可以额外地测量各种测定项目。

[0168] 如上所述,根据本发明的心电图测量设备100还可包括测量血液特性的功能。在这种情况下,增加了根据本发明的测量血液特性的功能的心电图测量设备1500的一个实施例包括能够插入血液特性测试条1520的血液特性测试条插入口1510,可以对其进行配置,并且其形状之一可以如图15所示。

[0169] 到目前为止已经描述了根据本发明的心电图测量设备100以板状实施。然而,根据本发明的心电图测量设备原则上使用最小的滤波器,并且电路结构简单,因此可以以小尺寸制造。因此,根据本发明的心电图测量设备具有电池的功耗小的特征。因此,根据本发明的心电图测量设备适于以手表或环形的形状实现。尤其,当根据本发明的心电图测量设备被实现为手表型或环形时,适合于用户始终佩戴并且具有可以与光电容积描记器(PPG)结合使用的优点。

[0170] 光电容积描记器使用LED向皮肤发射光并测量反射或透射的光。最近,智能手表内

置的光电容积描记器可以提供心率,心率变异性(HRV)和呼吸率(BR)。HRV提供了大量有关个人健康状况的信息。HRV用于睡眠分析或压力分析,还用于检测房颤等心律不齐。通常,HRV分析是使用ECG进行的,但是最近,也已经使用光电容积描记器进行了分析。医院使用的患者监护设备中包含的光电容积描记器测量氧饱和度,并在氧饱和度低时发出警报。近来,使用安装在智能手机中的照相机获得了光量信号,并且可以使用该信号来检测心律不齐症状的发生。因此,通过在表或环上安装光电容积描记器,可以方便地检测出心律不齐症状的发生。因此,当将光电容积描记器和根据本发明的心电图测量设备一起安装在手表或环上时,当检测到心律不齐症状的发生时,光电容积描记器会生成警报信号,并且接收到所述警报信号的用户使用根据本发明的心电图测量设备来测量心电图。

[0171] 为了用户的方便和心电图测量的准确性,心电图电极的位置很重要。将参照图16描述在手表中实现根据本发明的心电图测量设备的多个示例。

[0172] 在第一示例中,可以在表带的两侧安装三个ECG电极。在图16中,一个ECG电极111安装在表带的内表面上,即表带与手腕接触的表面,而两个电极112、113位于表带的外表面上,即表带未与手腕接触的表面。在该示例中,当用户将所述手表戴在左手上时,电极111接触左手腕,并且电极112在左小腹或胸部上被触摸,并且右手手指在电极113上被触摸以测量ECG。

[0173] 在第二示例中,一个ECG电极1610可以被安装在手表的底部。在这种情况下,电极1610始终与佩戴手表的手腕接触,并且为了使用户测量ECG,使电极112与左下腹部或胸部接触,并且使电极113与没有手表的手的一根手指接触。

[0174] 在第三示例中,可以使用表体的另一部分,例如1640来代替图16的电极113。

[0175] 在将电极安装在手表或表带上的情况下,为了用户方便且准确地测量ECG,在上述所有情况下,若将电极安装在手表或表带上,则在手腕内侧的表带部分(不是在手背上,而是在手掌上)一个电极112安装在表带的外表面上,即,表带不接触手腕的表面。这是为了使电极112舒适地接触用户的左下腹或胸部部位。另外,在将以上所有电极安装在手表或表带上的情况下,安装在手表底部的电容描记器1630可分析光学体积信号并向用户产生警报。

[0176] 根据本发明的心电图测量设备可以以环的形状实现。此时,将环戴在拇指或小指上,以方便进行ECG测量。图17是将本发明的心电图测定装置实施为环状的例子。在图17中,三个电极111中的一个电极与佩戴的手指接触,并且电极112和电极113不接触手指,即位于拇指或小指的外部,并且电极112和电极113彼此分开。当将环戴在左手的拇指上时,电极111接触左手的拇指,电极112接触左下腹部,电极113可以接触右手的第二根手指。安装在与环和皮肤接触的表面上的光电容积描记器1730可以分析光量信号并向用户产生警报。

[0177] 为了始终佩戴根据本发明的心电图测量设备,可以以易于连接到其他物体的形状来实现。图18和图19示出根据本发明的心电图测量设备的一个示例,当通过与裤子连接来测量心电图时,可以立即测量心电图。在图18中,使用用作两个电极的两个夹子111和112来将根据本发明的ECG测量装置100附接到裤子的内部,即,在裤子和用户的身体之间。当使用时,ECG测量设备100使用夹子111和112附接到裤子的左下腹部的位置,并且电极113和光电容积描记器1830自动接触用户的左下腹部。当光电容积描记器1830发送警报或想要测量ECG时,用户将左手的手指触摸到夹子111,而右手的手指触摸到夹子112。

[0178] 图19的根据本发明的心电图测量设备100附接到裤子的外部。ECG测量设备100和裤子内部的夹子113挤压裤子,并且ECG测量设备100被固定到裤子。当测量心电图时,夹子113自动接触用户的左下腹部,并且用户将左手手指触摸到电极111,而右手手指触摸到电极112。

[0179] 图20和图21是可以使用两个或一个用作电极的滑动引导件将根据本发明的心电图测量设备耦合至手表的表带的形状。在图20中,当将表带插入根据本发明的心电图测量设备100与用作电极的滑动引导件112和113之间时,心电图测量设备100被固定至表带。当将手表戴在左手上时,电极111和光电容积描记器2030自动与左手腕接触。当光电容积描记器2030发送警报或想要测量ECG时,用户将左下腹部触摸滑动引导件113,将右手的手指触摸滑动引导件112。

[0180] 在图21中,当将表带插入根据本发明的心电图测量设备100与滑动引导件111之间时,心电图测量设备100被固定至表带。当将手表戴在左手上时,电极111自动接触左手腕。为了测量ECG,用户将左下腹部触摸到电极113,将右手的手指触摸到电极112。

[0181] 如上所述,添加有图18和图20的光电容积描记器1830和2030的根据本发明的心电图测量设备具有始终监视用户的心律的优点。为了方便起见,没有添加单独的图片,但是根据本发明的ECG测量设备可以通过使用图18或图19所示的夹子而不是图20和图21所示的滑动引导件而连接至手表的表带。

[0182] 在根据本发明的心电图测量设备的实施例中,所述心电图测量设备100被描述为包括三个电极,但是根据本发明,心电图测量设备的其他示例包括四个电极。根据本发明的包括所述四个电极的心电图测量设备的操作原理与针对包括三个电极的情况的先前描述相同。重要的是,根据本发明的包括四个电极的心电图测量设备由接收来自三个电极的心电信号的三个放大器组成,并且所述三个放大器放大一个心电信号,因此所述设备实际上同时测量三个ECG信号。

[0183] 通过前面的描述可以容易地实现所述包括四个电极的心电图测量设备。根据本发明的包括所述四个电极的心电图测量设备的使用方法与本发明的使用包括所述三个电极的心电图测量设备100的方法几乎相同。由根据本发明的包括四个电极的心电图测量设备测量的三个所述ECG信号包括例如两个肢体导联和一个MCL。可替代地,所述三个ECG信号可以是一个肢体导联和两个MCL。图22示出根据本发明的包括所述四个电极的心电图测量设备的实施例。在图22中,四个电极111、112、113、114在板状的一个宽面上分别两个设置在两个宽面上。

[0184] 如上所述,已经详细描述了根据本发明的心电图测量设备,但是本发明不限于此,并且可以根据本发明的目的以各种形状改变本发明。

[0185] 产业上的利用可能性

[0186] 根据本发明的心电图测量设备便于携带,无论何时何地都可以容易地使用,并且可以用于能够获取多个通道的ECG信息的便携式心电图测量设备。

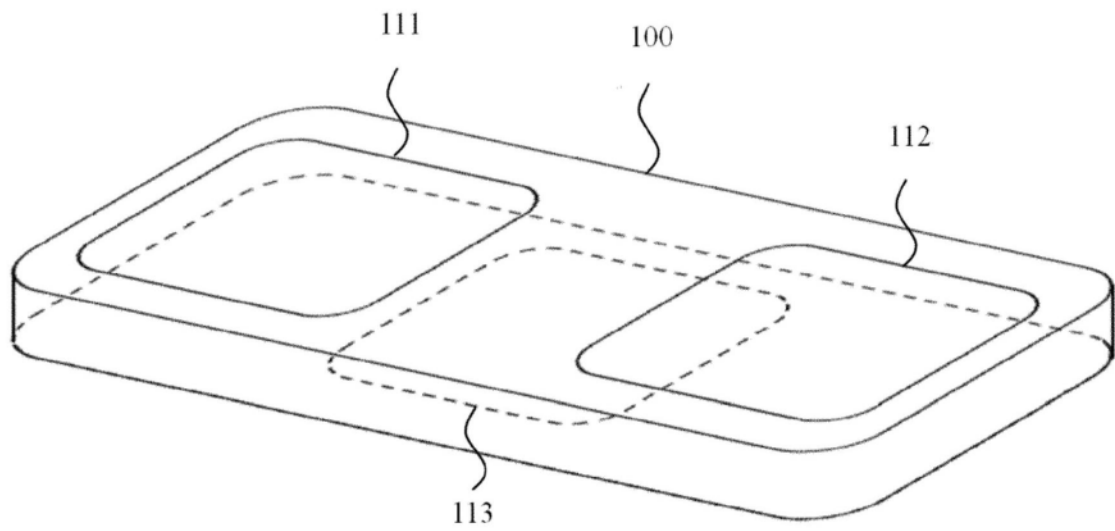


图1



图2



图3

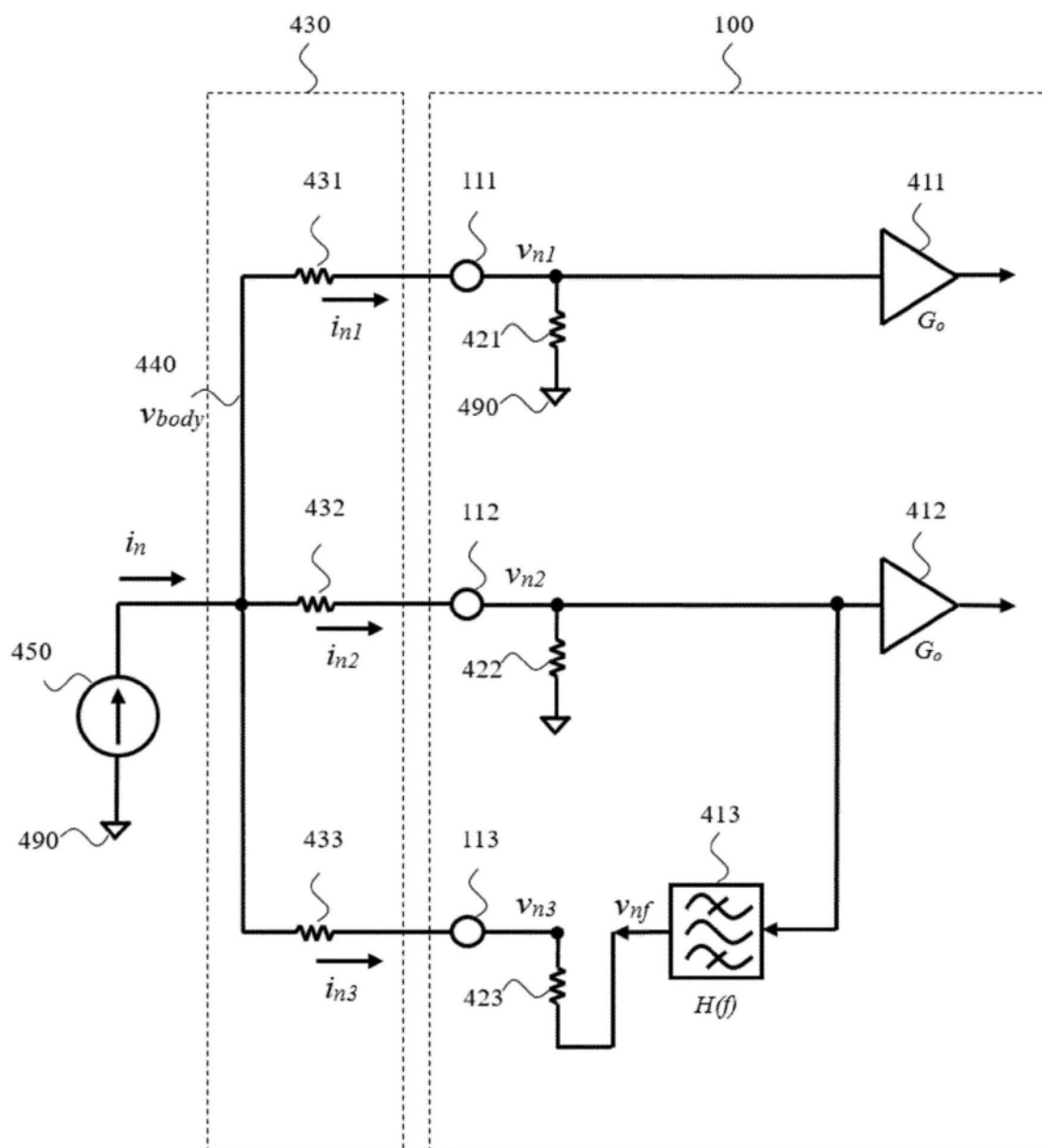


图4

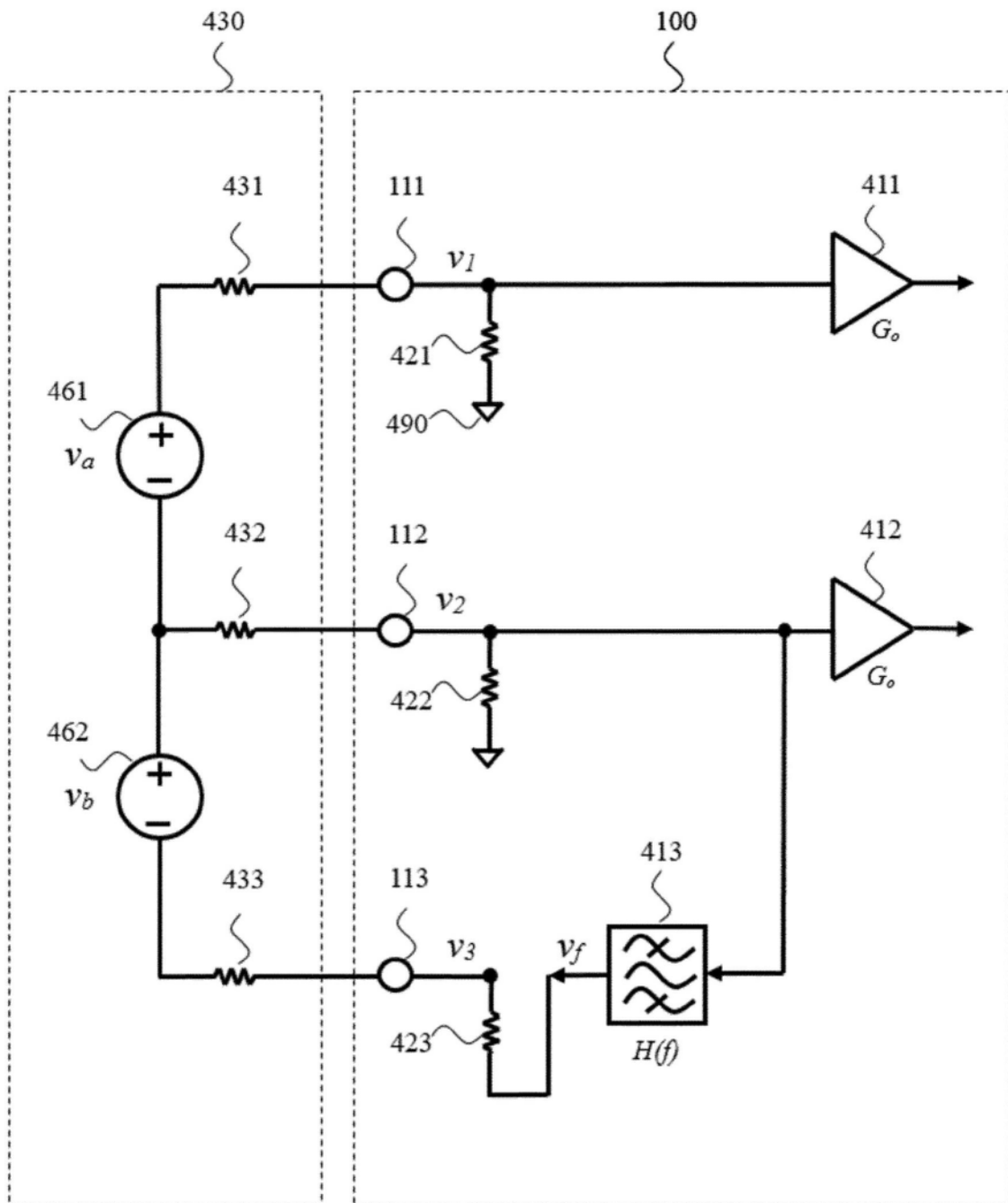


图5

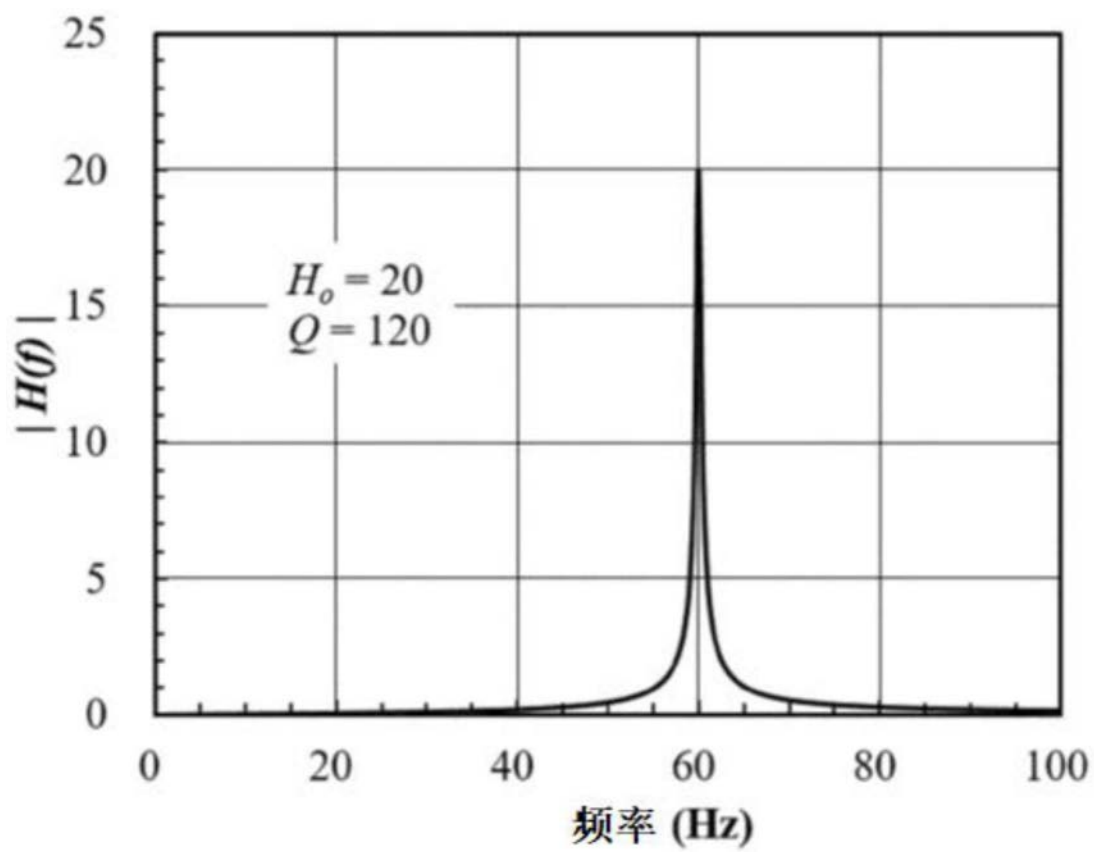


图6

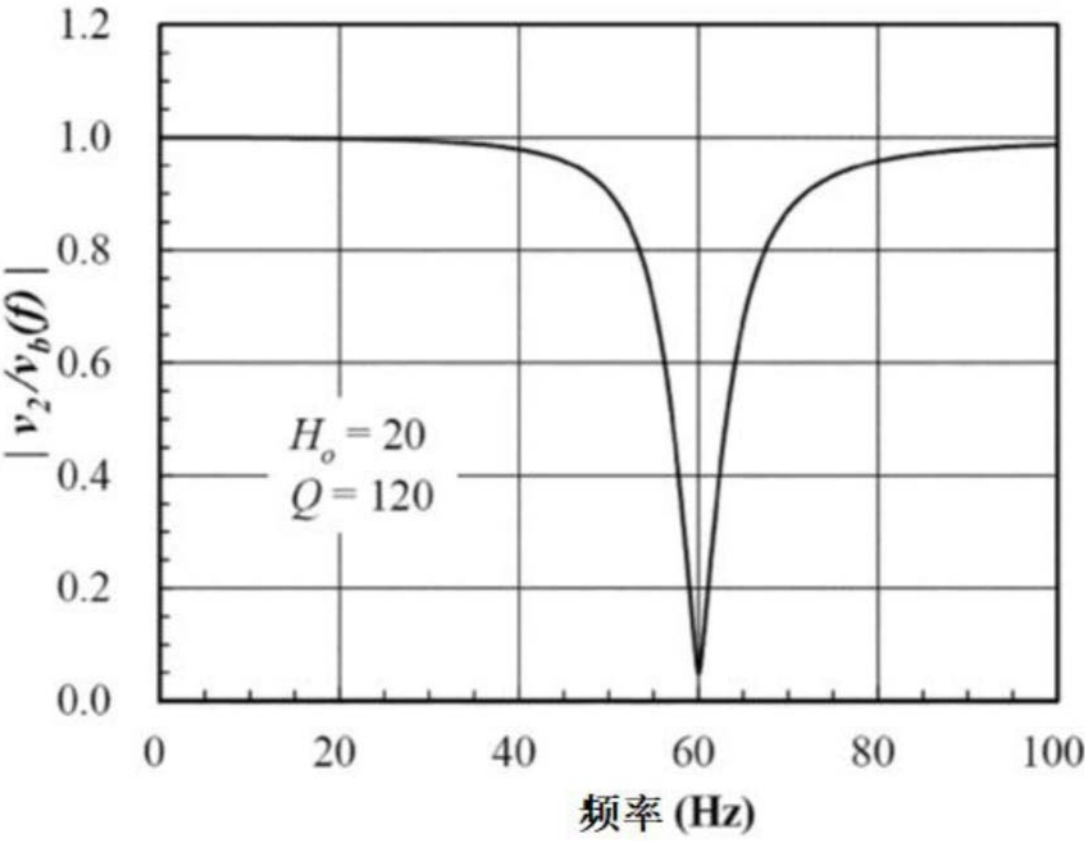


图7

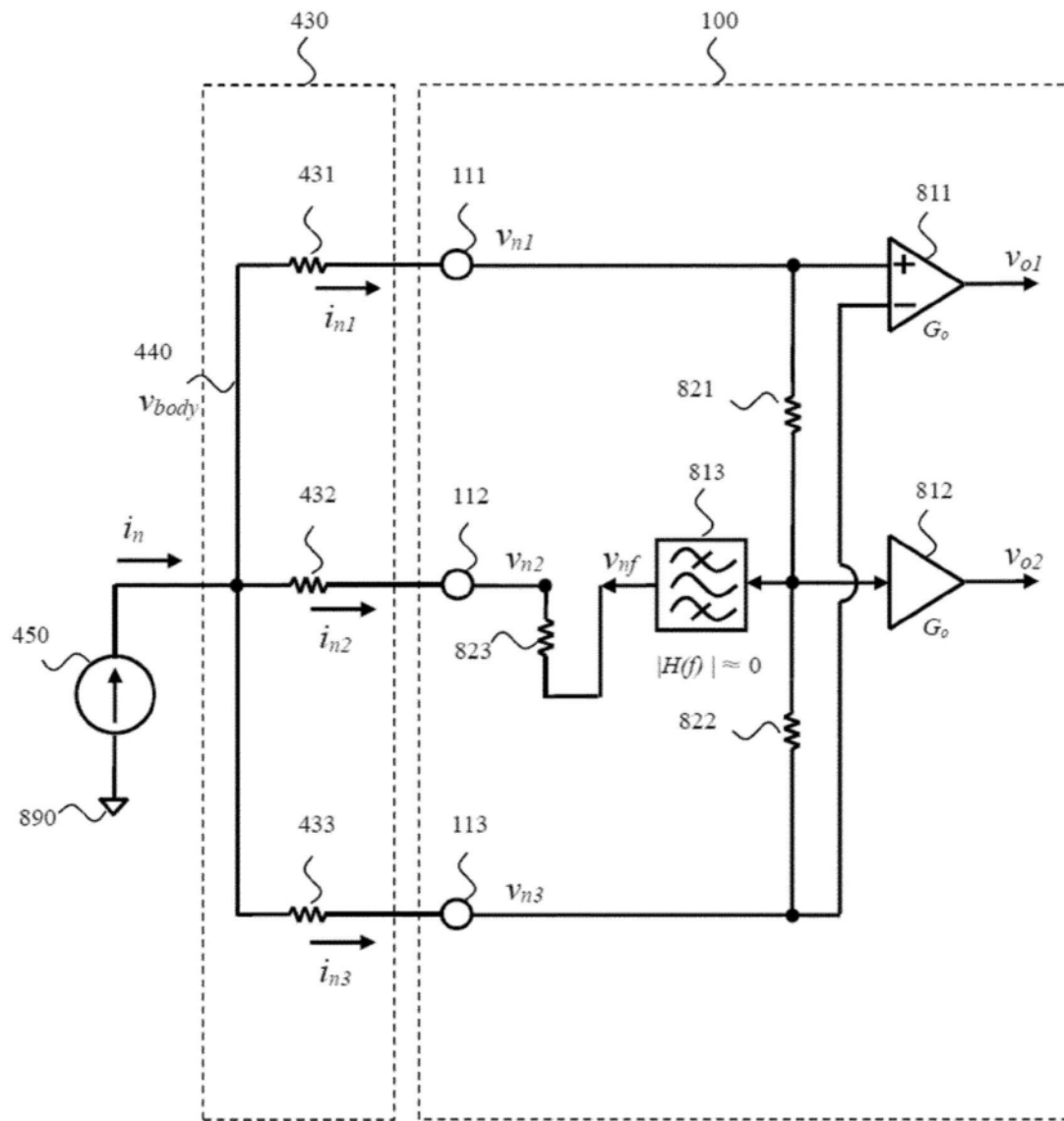


图8

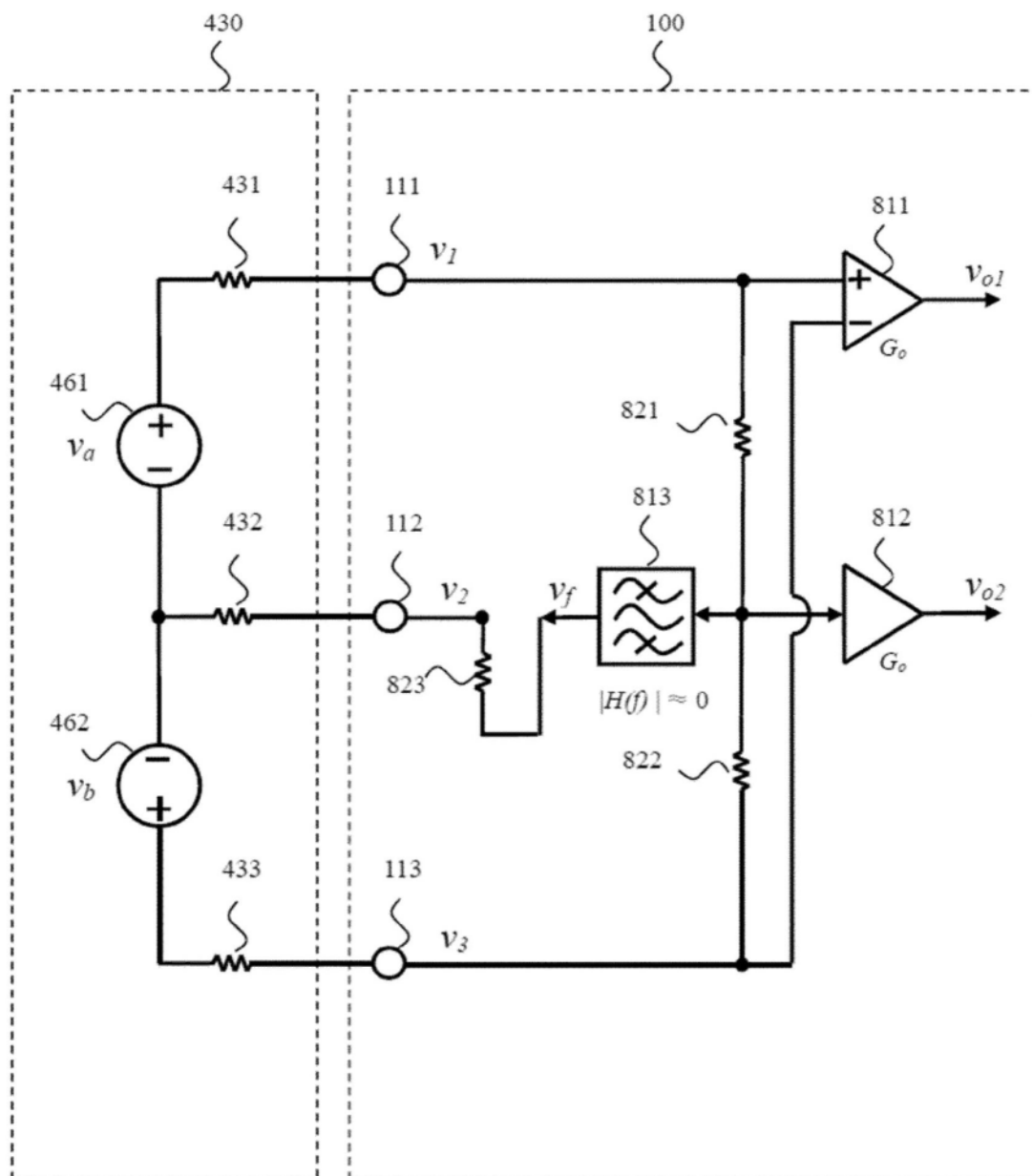


图9

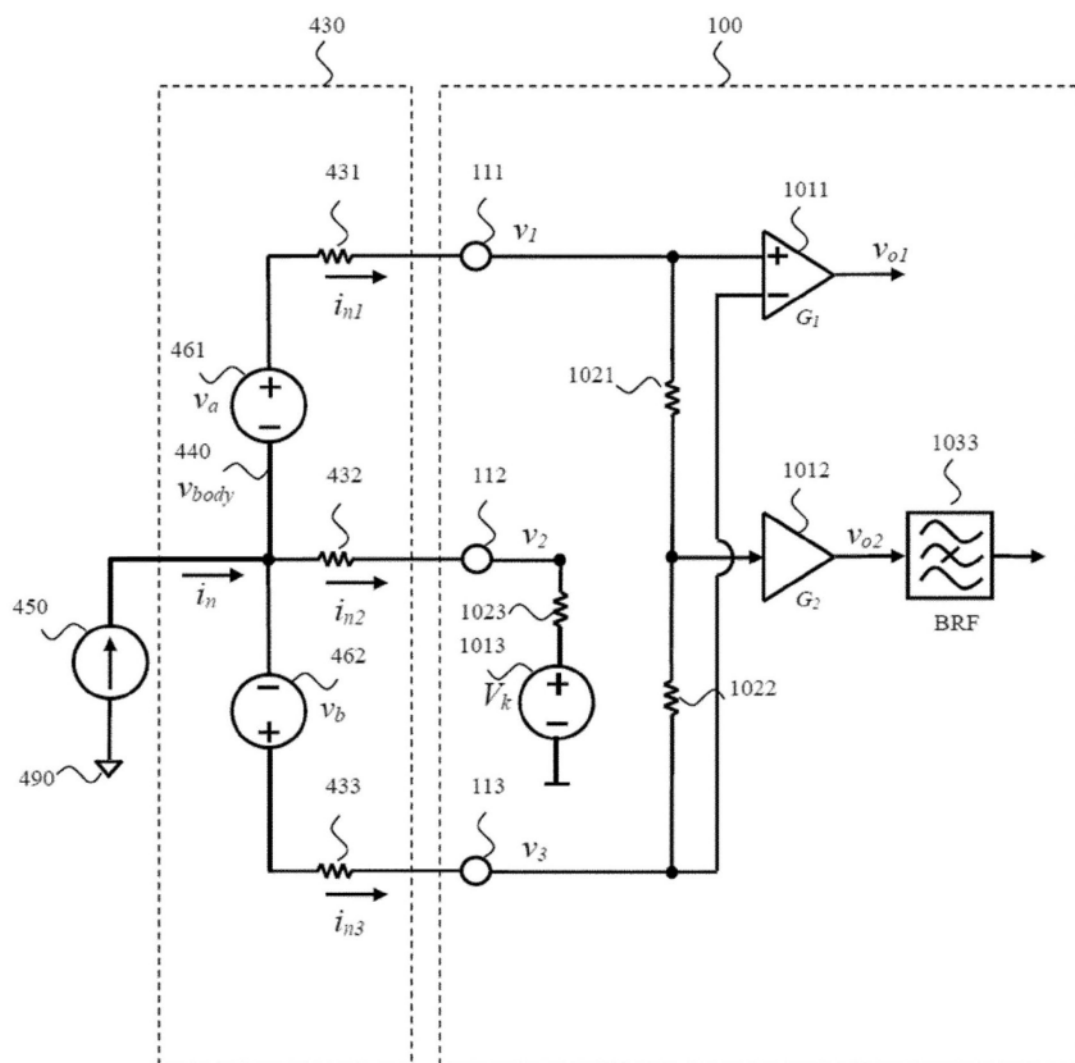


图10

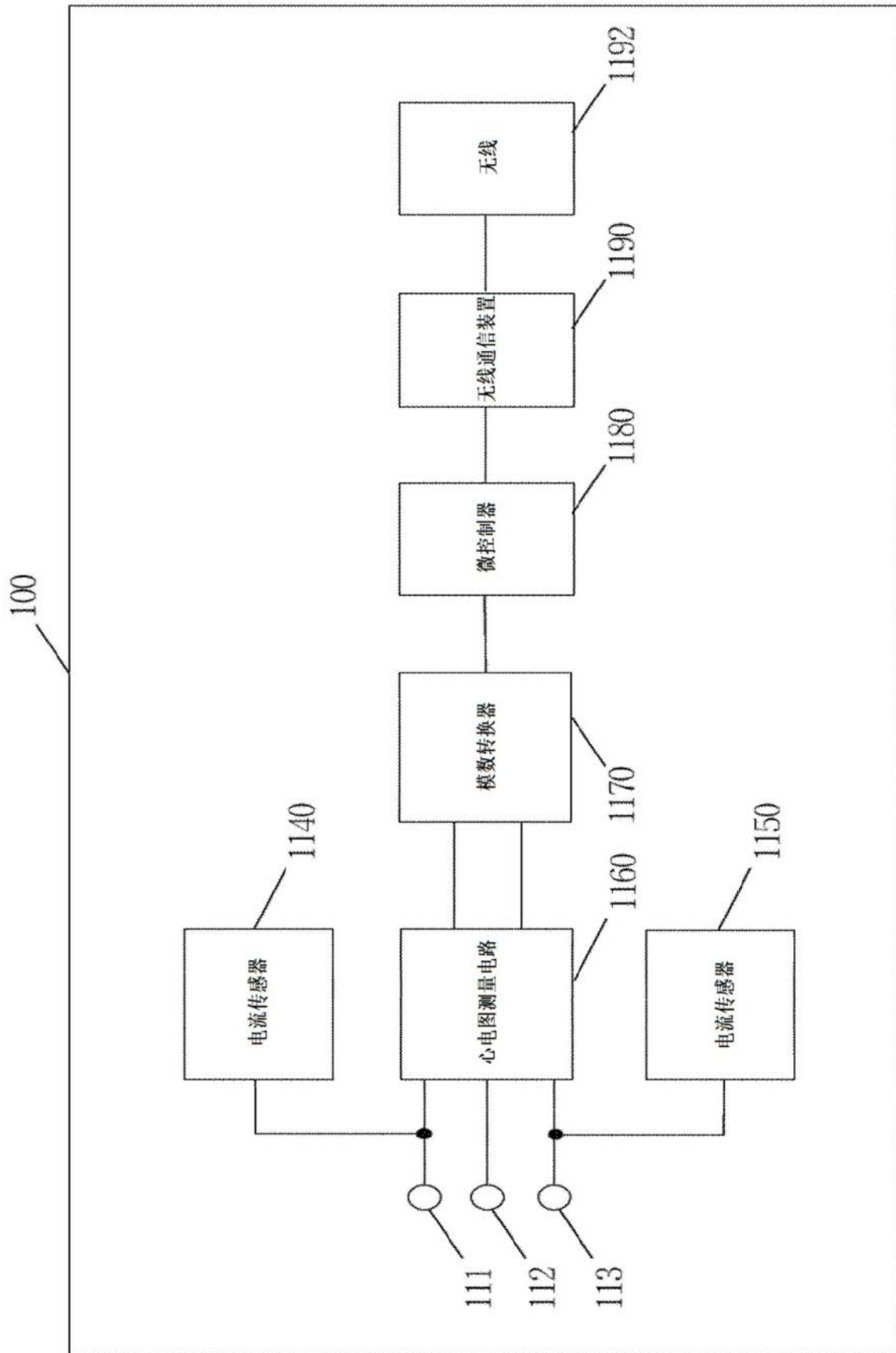


图11

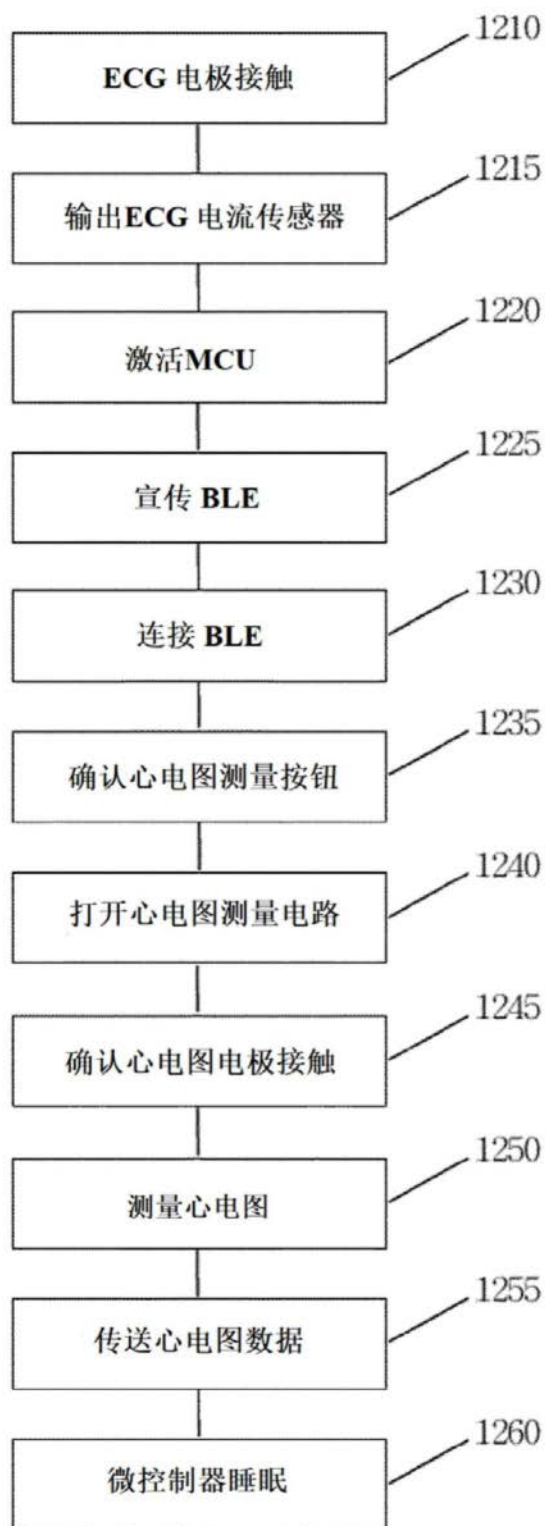


图12

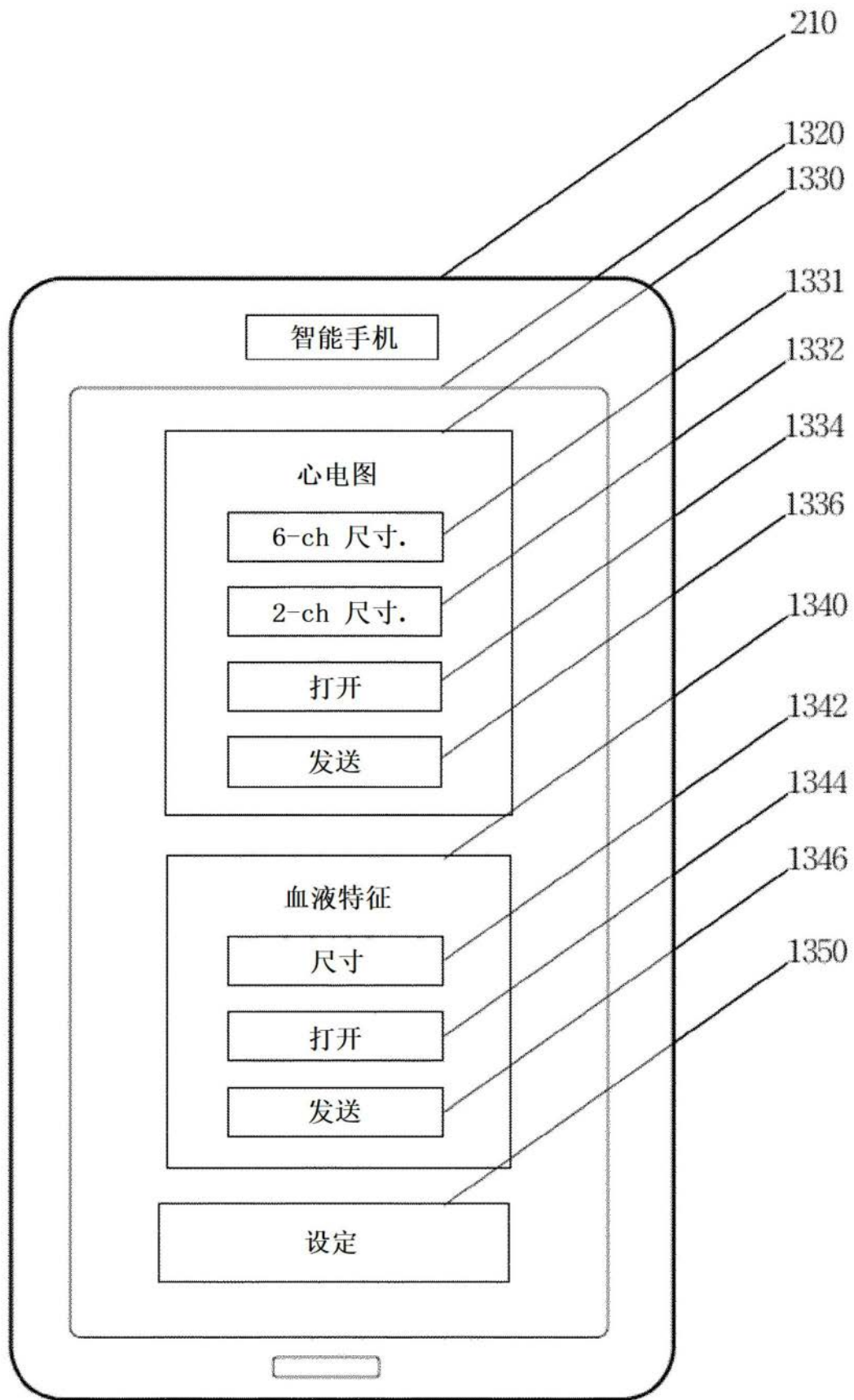


图13

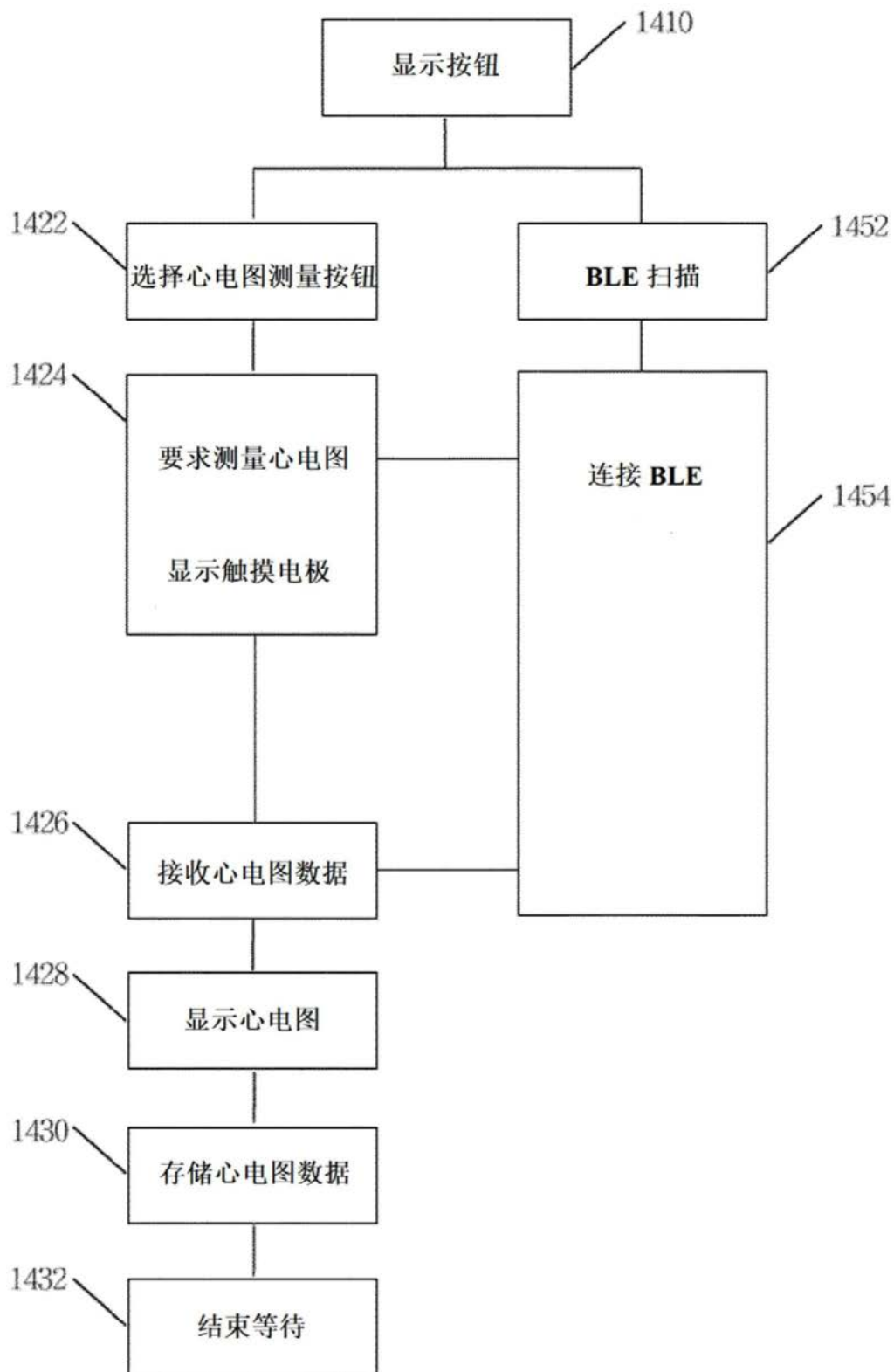


图14

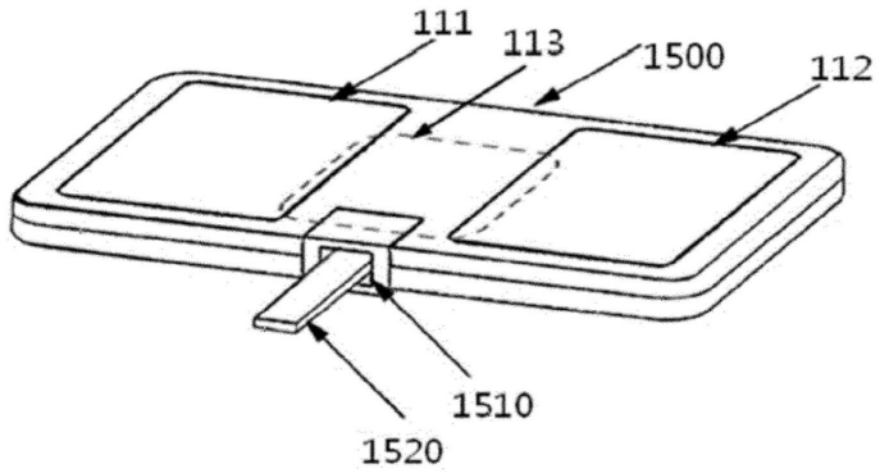


图15

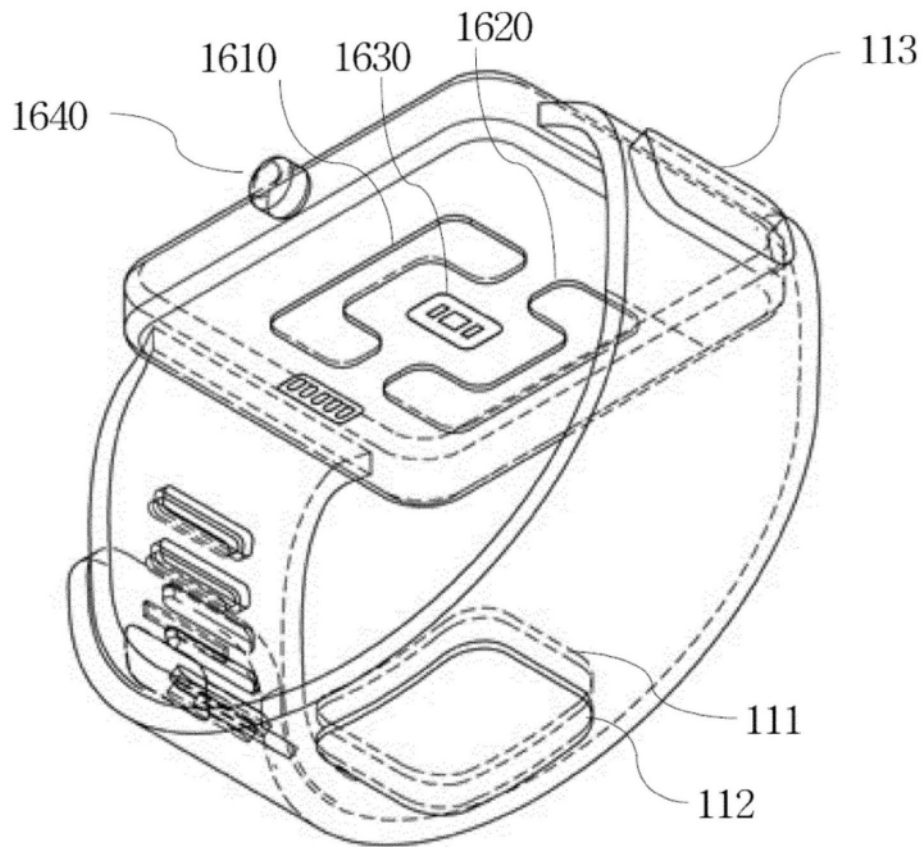


图16

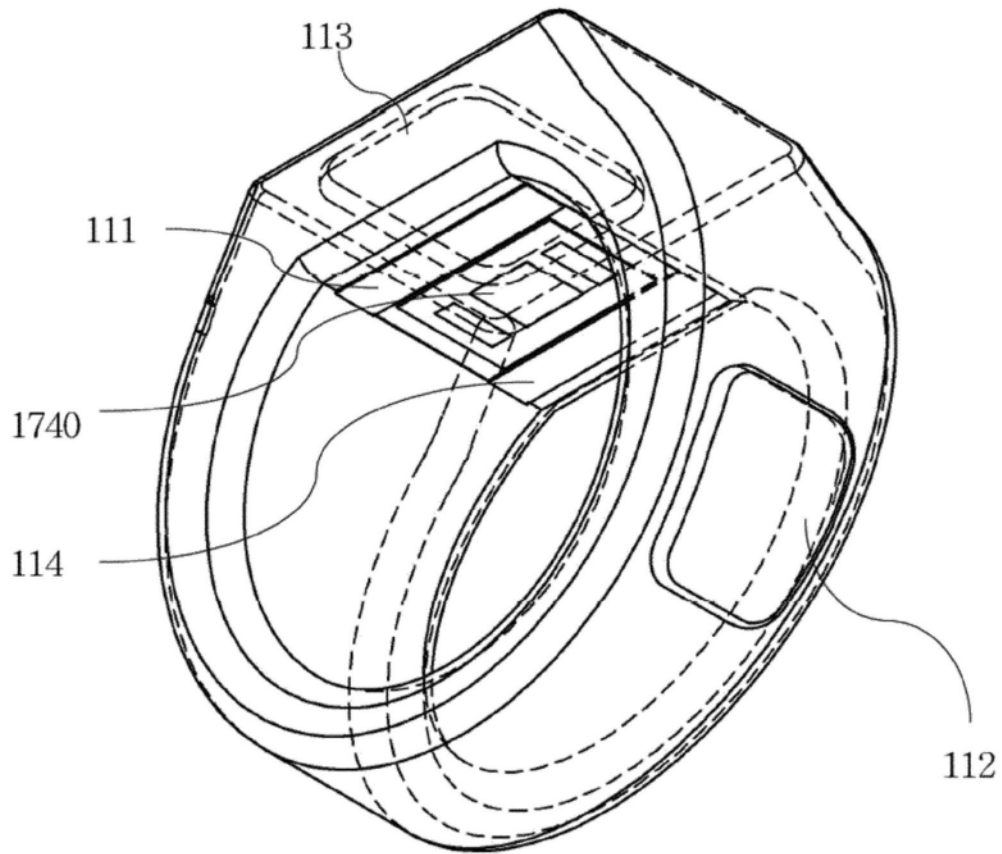


图17

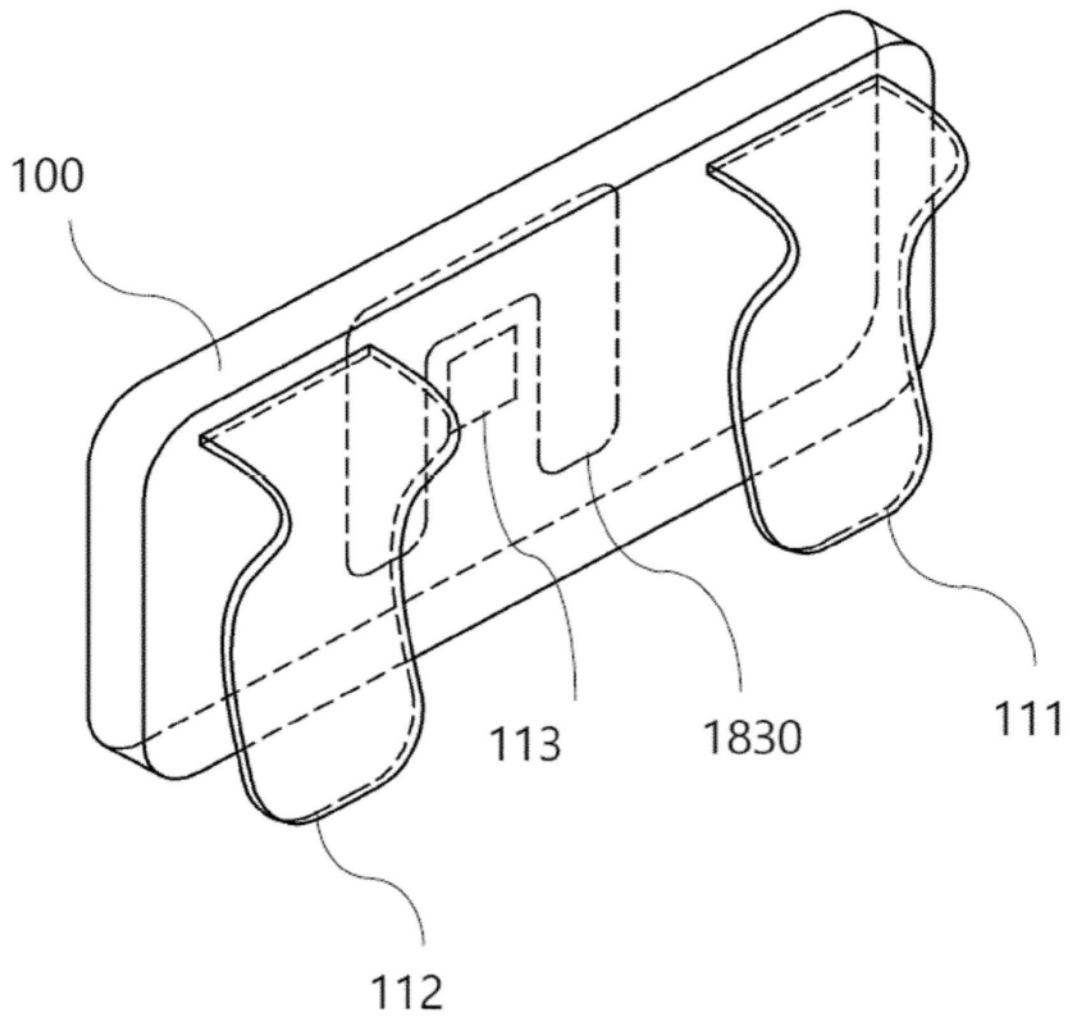


图18

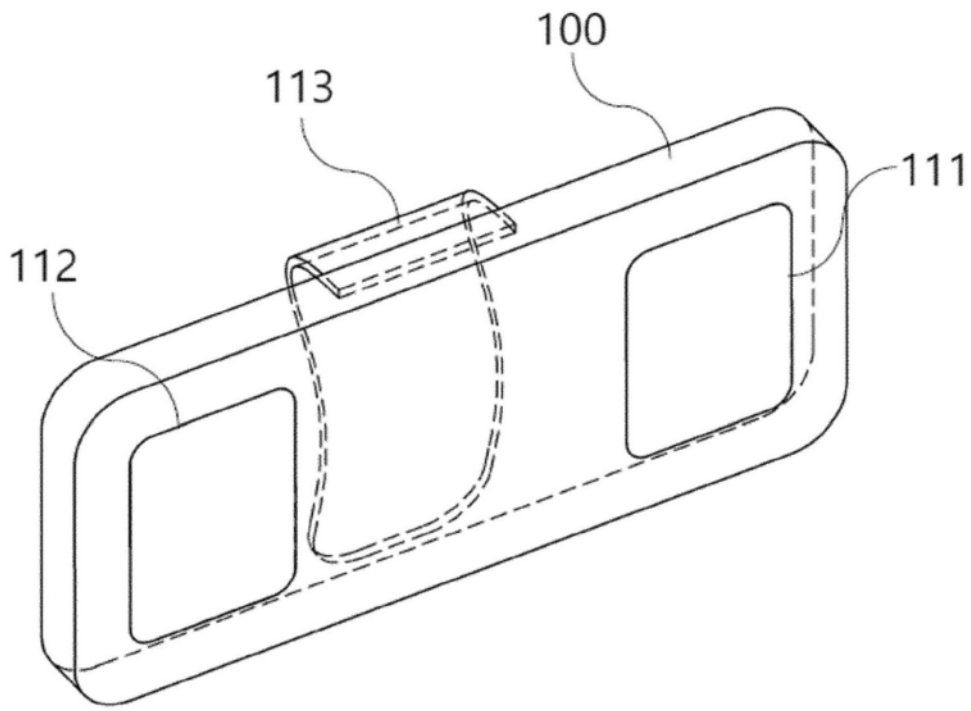


图19

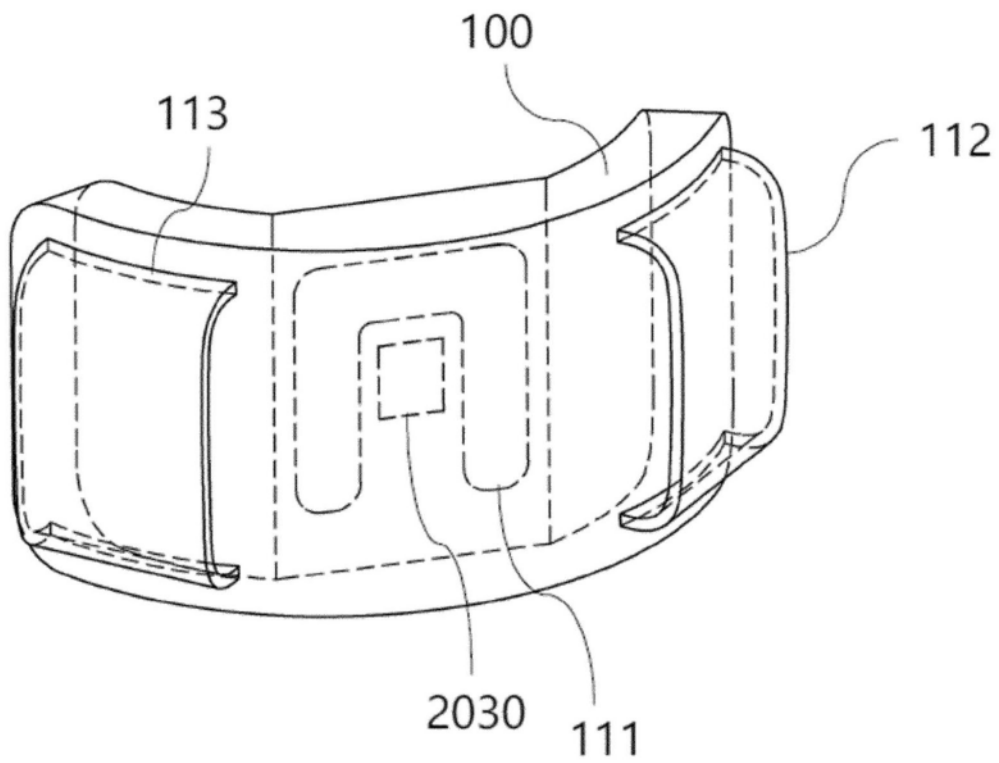


图20

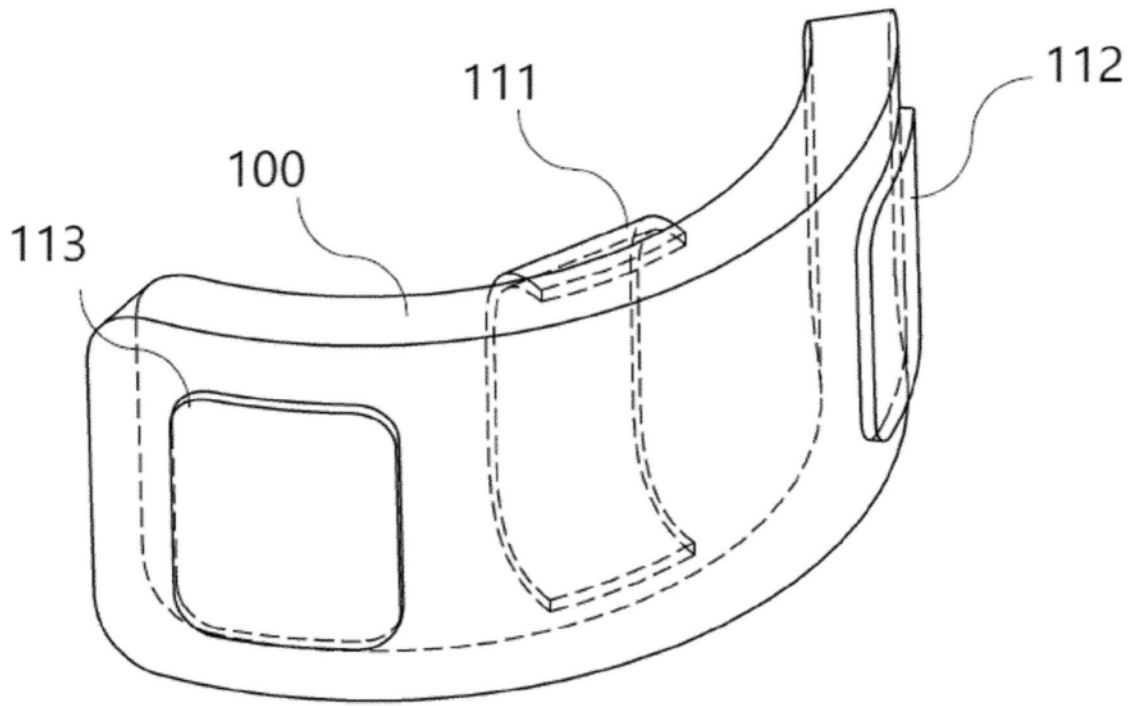


图21

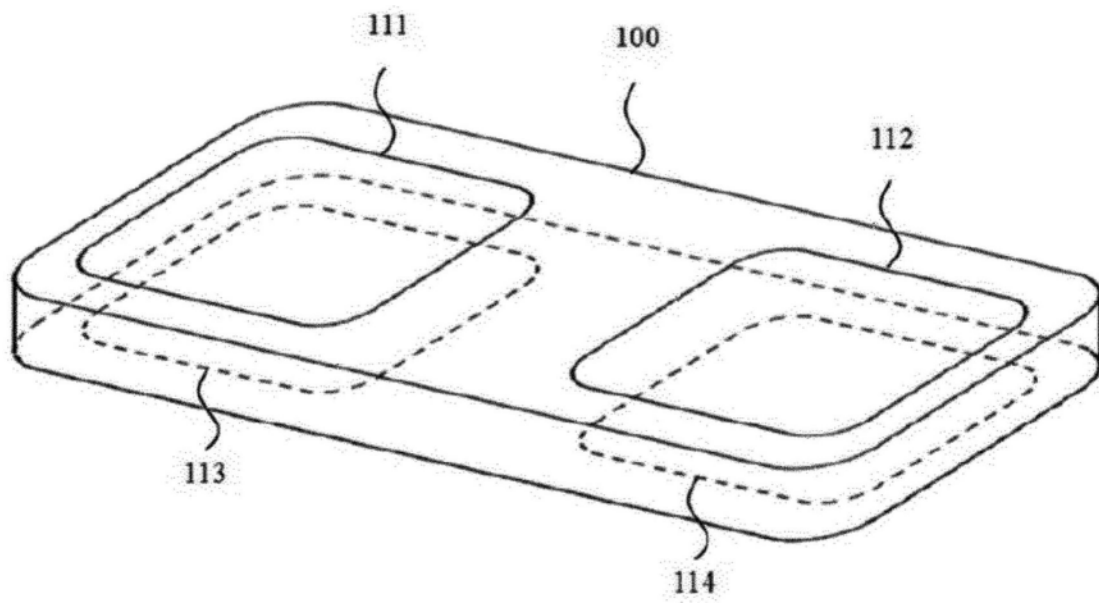


图22