



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 216167416 U

(45) 授权公告日 2022. 04. 05

(21) 申请号 202122619574.5

(22) 申请日 2021.10.29

(73) 专利权人 上海荣泰健康科技股份有限公司

地址 201713 上海市青浦区朱枫公路1226号

专利权人 上海中医药大学

(72) 发明人 林琪 李少雄 王军良 刘堂义

徐莞菁 符美虹 刘广涛 徐刚

(74) 专利代理机构 上海光华专利事务所(普通合伙) 31219

代理人 雷绍宁

(51) Int. Cl.

A61B 5/0531 (2021.01)

A61B 5/0205 (2006.01)

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

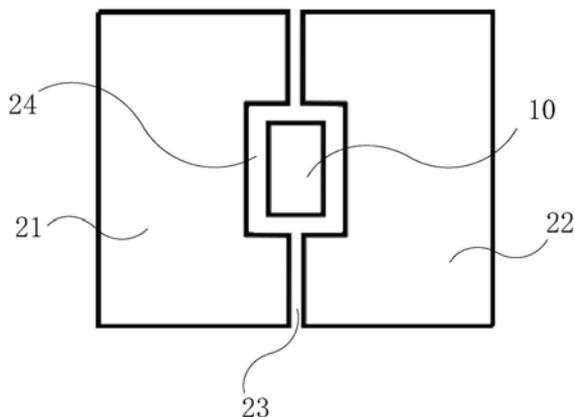
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 实用新型名称

一种指尖生物信号采集装置、采集系统及便携设备

(57) 摘要

本申请提供一种指尖生物信号采集装置、采集系统及便携设备。指尖生物信号采集装置,包括脉搏波传感器、阻抗测量模块和控制模块。阻抗测量模块包括互不接触、相互对称的第一金属电极和第二金属电极,脉搏波传感器安装在第一金属电极和第二金属电极中间。脉搏波传感器构建出与指尖指腹相贴附的脉搏波检测区域,第一金属电极和第二金属电极构建出围设于脉搏波检测区外围的阻抗检测区。控制模块与脉搏波传感器和阻抗测量模块电连接,并用于将脉搏波传感器和/或阻抗测量模块的电信号发送至外界。本申请的指尖生物信号采集装置体积小,便于携带,使用一根手指便可完成皮肤阻抗和脉搏波的测量,便于集成到其它测量设备中去。



1. 一种指尖生物信号采集装置,其特征在于,包括脉搏波传感器(10)、阻抗测量模块(20)和控制模块(30):

所述阻抗测量模块(20)包括互不接触、相互对称的第一金属电极(21)和第二金属电极(22),所述脉搏波传感器(10)安装在所述第一金属电极(21)和所述第二金属电极(22)中间;

所述脉搏波传感器(10)构建出与指尖指腹相贴附的脉搏波检测区域,所述第一金属电极(21)和所述第二金属电极(22)构建出围设于脉搏波检测区外围的阻抗检测区;

所述控制模块(30)与所述脉搏波传感器(10)和所述阻抗测量模块(20)电连接,并用于将所述脉搏波传感器(10)和/或所述阻抗测量模块(20)的电信号发送至外界。

2. 根据权利要求1所述的指尖生物信号采集装置,其特征在于,所述第一金属电极(21)和所述第二金属电极(22)中间预留有缝隙(23),所述缝隙(23)大于等于1mm。

3. 根据权利要求1所述的指尖生物信号采集装置,其特征在于,所述第一金属电极(21)和所述第二金属电极(22)相靠近的一侧都设置有豁口(24),所述第一金属电极(21)和所述第二金属电极(22)上的豁口(24)形成大于所述脉搏波传感器(10)外形的开口。

4. 根据权利要求1-3任一项所述的指尖生物信号采集装置,其特征在于,所述控制模块(30)包括无线通信模块(31),所述无线通信模块(31)用于将所述脉搏波传感器(10)和所述阻抗测量模块(20)的电信号发送至外界。

5. 根据权利要求4所述的指尖生物信号采集装置,其特征在于,所述第一金属电极(21)和所述第二金属电极(22)都为向下凹的弧形金属片。

6. 根据权利要求5所述的指尖生物信号采集装置,其特征在于,还包括支撑结构(40),所述支撑结构包括底座(41)、立板(42)和弹簧(43),所述立板(42)与所述底座(41)围成第一空腔、第二空腔和中心腔,所述中心腔位于所述底座(41)的中间位置,所述第一空腔和所述第二空腔紧邻所述中心腔且成对称分布,所述第一空腔和所述第二空腔内的所述底座(41)上分别安装有多个所述弹簧(43);

所述第一金属电极(21)的背侧安装在所述第一空腔内的所述弹簧(43)上,所述第二金属电极(22)的背侧安装在所述第二空腔内的所述弹簧(43)上,所述第一金属电极(21)和所述第二金属电极(22)的高度大于等于所述立板(42)的高度,所述脉搏波传感器(10)安装在所述中心腔内。

7. 根据权利要求6所述的指尖生物信号采集装置,其特征在于,所述立板(42)的上端为向下凹的弧形结构,与都为弧形金属片的所述第一金属电极(21)和所述第二金属电极(22)的外形相适配。

8. 根据权利要求7所述的指尖生物信号采集装置,其特征在于,所述无线通信模块(31)设置有可拔插的电子插头,所述底座(41)的一侧设置有与所述电子插头相适配的电子插孔。

9. 一种生物信号采集系统,其特征在于,包括:

上位机(100);

如权利要求1-8任一项所述的指尖生物信号采集装置,所述指尖生物信号采集装置的控制模块(30)与所述上位机(100)之间通信连接。

10. 一种便携设备,其特征在于,包括如权利要求1-8任一项所述的指尖生物信号采集

装置。

## 一种指尖生物信号采集装置、采集系统及便携设备

### 技术领域

[0001] 本申请涉及生物信息采集技术领域,具体而言,涉及一种指尖生物信号采集装置、采集系统及便携设备。

### 背景技术

[0002] 人体阻抗和心率是较为常见和重要的两种人体生物信号。人体阻抗通常是借助置于体表的电极系统向检测对象送入一微小的交流测量电流或电压,检测相应的电阻抗及其变化,然后根据不同的应用目的,获取相关的生理和病理信息。人体心率和心率变异性与人体健康状态密切相关,可直接反映或预测心血管等诸多疾病,同时与人体疲劳状态有关系。

[0003] 人体阻抗及心率测量的设备较多,方式也多种多样。现有技术中,人体阻抗和心率的测量是单独进行的,需要分别使用不同的设备,尤其是人体阻抗的测量设备体积相对较大,不利于携带,也不利于进行随时测量。此外,受限于人体阻抗和心率的测量设备的体积及测量方式,无法很好的集成到其它生物信息采集系统中去。

[0004] 因此,如何设计出一种能够便于携带、便于随时测量、便于集成到其它测量设备中去的生物信号采集装置,成为较为热门的研究点。

### 实用新型内容

[0005] 本申请实施例的目的在于提供一种指尖生物信号采集装置,其体积小,便于携带,使用一根手指便可完成皮肤阻抗和脉搏波的测量,便于集成到其它测量设备中去。

[0006] 本申请实施例的第二目的还在于提供一种使用上述指尖生物信号采集装置的生物信号采集系统。

[0007] 本申请实施例的第三目的还在于提供一种使用上述指尖生物信号采集装置的便携设备。

[0008] 第一方面,提供了一种指尖生物信号采集装置,包括脉搏波传感器、阻抗测量模块和控制模块。阻抗测量模块包括互不接触、相互对称的第一金属电极和第二金属电极,脉搏波传感器安装在第一金属电极和第二金属电极中间。脉搏波传感器构建出与指尖指腹相贴附的脉搏波检测区域,第一金属电极和第二金属电极构建出围设于脉搏波检测区外围的阻抗检测区。控制模块与脉搏波传感器和阻抗测量模块电连接,并用于将脉搏波传感器和/或阻抗测量模块的电信号发送至外界。

[0009] 在一种可实施的方案中,第一金属电极和第二金属电极中间预留有缝隙,缝隙大于等于1mm。

[0010] 在一种可实施的方案中,第一金属电极和第二金属电极相靠近的一侧都设置有豁口,第一金属电极和第二金属电极上的豁口形成大于脉搏波传感器外形的开口。

[0011] 在一种可实施的方案中,控制模块包括无线通信模块,无线通信模块用于将脉搏波传感器和阻抗测量模块的电信号发送至外界。

[0012] 在一种可实施的方案中,第一金属电极和第二金属电极都为向下凹的弧形金属

片。

[0013] 在一种可实施的方案中,还包括支撑结构,支撑结构包括底座、立板和弹簧,立板与底座围成第一空腔、第二空腔和中心腔,中心腔位于底座的中间位置,第一空腔和第二空腔紧邻中心腔且成对称分布,第一空腔和第二空腔内的底座上分别安装有多个弹簧;第一金属电极的背侧安装在第一空腔内的弹簧上,第二金属电极的背侧安装在第二空腔内的弹簧上,第一金属电极和第二金属电极的高度大于等于立板的高度,脉搏波传感器安装在中心腔内。

[0014] 在一种可实施的方案中,立板的上端为向下凹的弧形结构,与都为弧形金属片的第一金属电极和第二金属电极的外形相适配。

[0015] 在一种可实施的方案中,无线通讯模块设置有可拔插的电子插头,底座的一侧设置有与电子插头相适配的电子插孔。

[0016] 根据本申请的第二方面,还提供了一种生物信号采集系统,包括上位机上述方案中的指尖生物信号采集装置,指尖生物信号采集装置的控制模块与上位机之间通信连接。

[0017] 根据本申请的第三方面,还提供了一种便携设备,包括上述方案中的指尖生物信号采集装置。

[0018] 与现有技术相比,本申请的有益效果为:

[0019] 1. 在本申请的技术方案中,进行人体阻抗和脉搏波测量时,用户将手指的指腹按压至脉搏波传感器上,指腹两侧相应地会按压至第一金属电极和第二金属电极上,控制模块控制脉搏波传感器和阻抗测量模块开始测量,测量完成后,控制模块将脉搏波传感器和阻抗测量模块的电信号发送至显示设备上。由此可知,利用本申请的指尖生物信号采集装置采集人体阻抗和脉搏波,或者采集其中任一参数时,只需一根手指便可以完成采集,简化环节,节省时间,提高了采集效率。

[0020] 2. 本申请将脉搏波传感器和阻抗测量模块高度集成,其大小比成年人的指头略大,相比现有技术中的测量设备,极大地缩小了设备体积,便于携带,也利于集成到其他测量设备中去。

## 附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本申请实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本申请的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0022] 图1为根据本申请实施例示出的一种指尖生物信号采集装置的结构简图;

[0023] 图2为图1中指尖生物信号采集装置的组成框图;

[0024] 图3为图1的指尖生物信号采集装置的一种整体结构示意图;

[0025] 图4为图3中指尖生物信号采集装置的侧面视图;

[0026] 图5为图3中指尖生物信号采集装置俯视图;

[0027] 图6为根图3中指尖生物信号采集装置的支撑结构示意图;

[0028] 图7为使用图1指尖生物信号采集装置测出的皮肤阻抗值变化图;

[0029] 图8为使用图1指尖生物信号采集装置测出的脉搏曲线图;

- [0030] 图9为使用图1指尖生物信号采集装置测出的心率变异性频域分析图；
- [0031] 图10为使用图1指尖生物信号采集装置测出的心率变异性时域分析图；
- [0032] 图11为使用图1指尖生物信号采集装置测出的一种生物信号采集系统框图。
- [0033] 图中：10、脉搏波传感器；20、阻抗测量模块；21、第一金属电极；22、第二金属电极；23、缝隙；24、豁口；30、控制模块；31、无线通信模块；40、支撑结构；41、底座；42、立板；43、弹簧；100、上位机。

### 具体实施方式

[0034] 为使本申请实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本申请实施例中的附图，对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本申请一部分实施例，而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本申请实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。

[0035] 因此，以下对在附图中提供的本申请的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本申请的范围，而是仅仅表示本申请的选定实施例。基于本申请中的实施例，本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本申请保护的范围。

[0036] 根据本申请的第一方面，首先提供一种指尖生物信号采集装置，参见图1和2，指尖生物信号采集装置包括脉搏波传感器10、阻抗测量模块20和控制模块30。阻抗测量模块20包括互不接触、相互对称的第一金属电极21和第二金属电极22，脉搏波传感器10安装在第一金属电极21和第二金属电极22中间。脉搏波传感器10构建出与指尖指腹相贴附的脉搏波检测区域，第一金属电极21和第二金属电极22构建出围设于脉搏波检测区外围的阻抗检测区。控制模块30与脉搏波传感器10和阻抗测量模块20电连接，并用于将脉搏波传感器10和/或阻抗测量模块20的电信号发送至外界。

[0037] 在上述实施例中，进行人体阻抗和脉搏波测量时，用户将手指的指腹按压至脉搏波传感器10上，指腹两侧相应地会按压至第一金属电极21和第二金属电极22上，控制模块30控制脉搏波传感器10和阻抗测量模块20开始测量，测量完成后，控制模块30将脉搏波传感器10和阻抗测量模块20的电信号发送至显示设备上。由此可知，利用本实施例的指尖生物信号采集装置采集人体阻抗和脉搏波，或者采集其中任一参数时，只需一根手指便可以完成采集，简化环节，节省时间，提高了采集效率。

[0038] 上述实施例将脉搏波传感器10和阻抗测量模块20高度集成，其大小比成年人的指头略大，相比现有技术中的测量设备，极大地缩小了设备体积，便于携带，也非常利于集成到其他测量设备中去。

[0039] 在一种实施方案中，脉搏波传感器10可以采用压电式、压阻式、光电式等，本实施例采用光电式容积脉搏波传感器进行脉搏波的采集，光电式为非接触式测量，因此在手指与第一金属电极21和第二金属电极22接触后，手指指腹与光电式脉搏波传感器之间有一定空隙，且手指指腹位置恰好处于光电式脉搏波传感器的有效测量距离内。若采用接触式的脉搏波传感器，则相应调整脉搏波传感器10的高度，使手指与第一金属电极21和第二金属电极22接触时，手指指腹与接触式的脉搏波传感器同时接触。此外，手指按压金属电极后，脉搏波传感器10的光电窗(或感应位置)被手指完全覆盖，排除环境和运动干扰噪声。算法

上可采用带通数字滤波器,获得大幅值、低噪声有效信号。

[0040] 在一种实施方案中,参见图1,第一金属电极21和第二金属电极22中间预留有缝隙23,缝隙23大于等于1mm。在实际的测量中,第一金属电极21和第二金属电极22的如果距离过近,且皮肤表面的汗液、体液过多,第一金属电极21和第二金属电极22可能出现短接情况,造成测量失准。本实施例设定缝隙23大于等于1mm,并且对1mm及大于1mm的多个数值(例如1.5mm、1.8mm、2mm等)进了测量实验,都未出现短接情况,都能得到较准确、较稳定的试验结果。图7为缝隙23为1mm时的皮肤阻抗测量结果,横坐标代表第几次。在一种实施例中,设定阻抗采集频率为10Hz,采集的阻抗值1s求10次的平均值作为一次的测量值。图7中为多次的阻抗测量值的变化图,最后数值趋于平稳,例如图7中最后时间点的阻抗数值为24.76k $\Omega$ 。在此处对于皮肤阻抗的测量方法不做限定,按照时间采集,或者采集一定次数求平均值都可以。

[0041] 在一种实施方案中,第一金属电极21和第二金属电极22中间预留有缝隙23,缝隙23可以小于1mm,并可以在缝隙23中间加装阻隔层或阻隔条,用以防止第一金属电极21和第二金属电极22的短接。

[0042] 在一种实施方案中,参见图1,第一金属电极21和第二金属电极22相靠近的一侧都设置有豁口24,第一金属电极21和第二金属电极22上的豁口24形成大于脉搏波传感器10外形的开口。上述方案将第一金属电极21、第二金属电极22和脉搏波传感器10有效的集成在指尖大小的区域上。此外,豁口24形成的开口可以为圆形、方形等,根据脉搏波传感器10的形状,灵活设计和调整豁口24的形状即可。

[0043] 在一种实施方案中,参见图2,控制模块30包括无线通信模块31,无线通信模块31用于将脉搏波传感器10和阻抗测量模块20的电信号发送至外界。

[0044] 在一种实施方案中,参见图2,控制模块30还包括电源模块、放大模块、滤波模块等。阻抗测量模块20中,针对指尖阻抗值较低的情况,在电路中增加双比例放大环节,提高低阻抗测量精度,采用低通数字滤波、平滑数字滤波,有效提高信噪比。

[0045] 在一种实施方案中,参见图3和4,第一金属电极21和第二金属电极22都为向下凹的弧形金属片,弧形金属片更利于贴合指尖的皮肤,使测量时电路连接保持稳定。

[0046] 在一种实施方案中,参见图3,还包括支撑结构40,支撑结构40包括底座41、立板42和弹簧43。参见图6,立板42与底座41围成第一空腔、第二空腔和中心腔,中心腔位于底座41的中间位置,第一空腔和第二空腔紧邻中心腔且成对称分布。参见图1,第一空腔和第二空腔内的底座41上分别安装有多个弹簧43,第一金属电极21的背侧安装在第一空腔内的弹簧43上,第二金属电极22的背侧安装在第二空腔内的弹簧43上。参见图4,第一金属电极21和第二金属电极22的高度大于等于立板42的高度。参见图3和图5,脉搏波传感器10安装在中心腔内。

[0047] 在上述实施例中,支撑结构40起到承载的作用。当手指压至金属电极上时,弹簧43给予金属电极与底座41相分离的作用力,使第一金属电极21和第二金属电极22与指腹的侧边紧密贴合。立板42可以有效分隔第一金属电极21和第二金属电极22,有效降低甚至避免短接的情况产生,从而尽可能缩小第一金属电极21和第二金属电极22之间的缝隙23,进一步缩小整体体积。

[0048] 在一种实施方案中,参见图4和6,立板42的上端为向下凹的弧形结构,与都为弧形

金属片的第一金属电极21和第二金属电极22的外形相适配,利于手指按压时形成弧形支撑,便于形成金属电极贴合手指。

[0049] 在一种实施方案中,参见图4,无线通信模块31设置有可拔插的电子插头,底座41的一侧设置有与电子插头相适配的电子插孔。无线通信模块31可拔插式便于更换。无线通信模块31可以为蓝牙模块、局域网无线模块等。将无线通信模块31拔下后,可以在电子插孔中插入数据线,与显示设备进行有线连接,增加设备接口的扩展性,丰富设备的适用场景。

[0050] 针对本实施例的技术方案展示一种使用本设备进行皮肤阻抗和脉搏波采集的示例,采用光电式容积脉搏波传感器,第一金属电极21和第二金属电极22的缝隙为1mm(实际误差不超过 $\pm 0.5\text{mm}$ ),采集部位选取为食指指腹,脉搏波采集频率可以为100Hz,采集时间1s至100s都可(时间设定不做特殊要求),采集时尽量保持手指指腹表面的干燥,手指自然放松,放置于脉搏波传感器10和金属电极上,采集过程中,保持心情平静,呼吸均匀。采集时室温在23-26 $^{\circ}\text{C}$ ,室内无噪音、强光、强磁场干扰,空气流通。多次测量后,结果相差不大。较为稳定,选取其中一次的测量结果展示,参见图7-10。脉搏曲线、血氧饱和度和心率变异性都可以通过脉搏波传感器10所采集的数据经由控制模块30或者其计算机设备计算得到。图7为皮肤阻抗的电阻值。图8为测量过程内的脉搏曲线图。图9为测量时间内的心率变异性频域分析图,高频成分与低频成分比例(LF/HF)为0.51。图10为测量时间内的心率变异性时域分析图。综合脉搏波传感器及所得到的图8、9和10,还可以得出心率均值为79,血氧饱和度均值为99.4%。在对同一个人同一只手指的多次测量中,测量结果与图7-10的数值相差较小,可以判断本装置较为稳定,数值也较为准确。

[0051] 在一中实施方案中,脉搏波传感器可以采用MAX30102,MAX30102是一路红光,一路红外。在计算血氧饱和度时,对于采集到的红光和红外两种光反射强度数值,滤波后得到直流成份和交流成份,分别算出红光的交流除以红光的直流(即 $AC_{red}/DC_{red}$ )和红外的交流除以红外的直流分量(即 $AC_{ired}/DC_{ired}$ ),然后两者再相除得到R,公式如下:

$$[0052] \quad R = \frac{AC_{red} / DC_{red}}{AC_{ired} / DC_{ired}}$$

[0053] 得到R然后查表即可得到血氧值,也可以通过下面血氧标定计算公式计算血氧饱和度和:

$$[0054] \quad SpO_2 = -45.060 * R * R + 30.354 * R + 94.845$$

[0055] 心率、血氧饱和度和汗液分泌情况等指标与人体疲劳程度密切相关,心率、血氧饱和度和度都可以通过脉搏波传感器10采集转化得到,皮肤汗液分泌情况可通过测量特定频率激励下的皮肤阻抗来评估。在人体末端,指尖和掌心是两个汗液分泌比较集中的部位,因此本实施例选择在指尖检测汗液分泌是合理的,虽然面积小存在较大的不稳定性,但是申请的实施例能够得到稳定的指尖皮肤阻抗数据。此外,指尖采集脉搏波技术已较成熟,在指尖采集脉搏波信号也是合理的。心率和血氧饱和度等指标通过获取脉搏波后计算而来。皮肤阻抗通过接触金属电极通以特定频率交流激励信号测量。在相同部位同时采集两种参数,使得仪器整体性和便捷性大大提升,非常方便于集成到其他设备中。

[0056] 利用本申请的方案得到生物阻抗和心率,将两者结合对精神疲劳状态进行早期检测和评估,两者结合可有效减少检测误差、提高疲劳判断的准确性。并且使用同一根手指可排除一定的无关变量,后续还可进一步分析同一根手指上的皮肤阻抗与脉搏波之间是否存

在相关关系。

[0057] 根据本申请的第二方面,参见图11,还提供了一种生物信号采集系统,包括上位机100和上述方案中的指尖生物信号采集装置,指尖生物信号采集装置的控制模块30与上位机100之间通信连接。控制模块30与上位机100之间可以是无线通信,也可以是有线连接,针对不同的应用场景,控制模块30配备通用性的接口。

[0058] 根据本申请的第三方面,还提供了一种便携设备,包括上述方案中的指尖生物信号采集装置。集成程度高的指尖生物信号采集装置更容易集成至便携设备中。便携设备包括并不限于智能穿搭设备、手持设备等。

[0059] 以上所述仅为本申请的优选实施例而已,并不用于限制本申请,对于本领域的技术人员来说,本申请可以有各种更改和变化。凡在本申请的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请的保护范围之内。

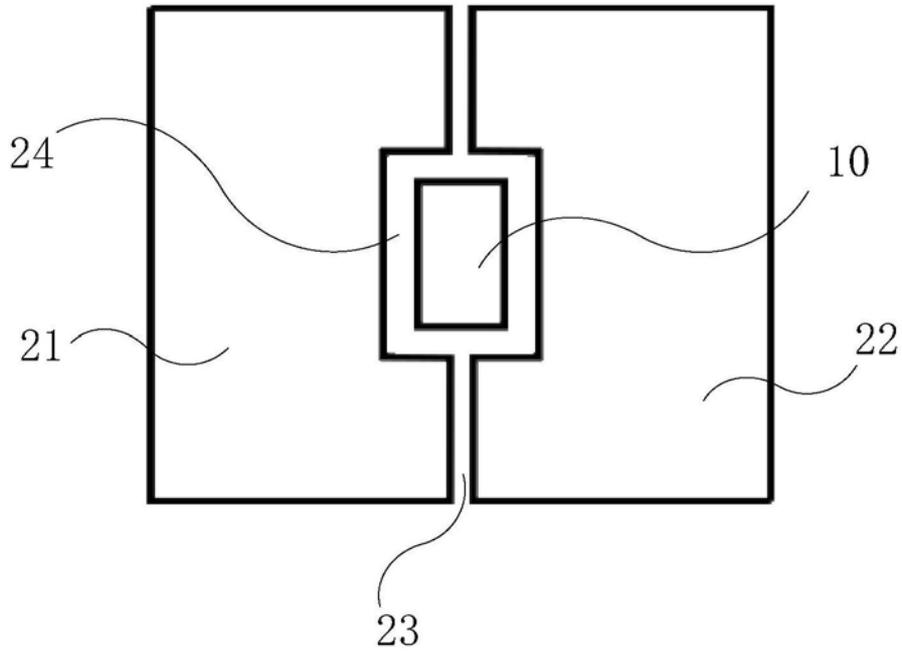


图1

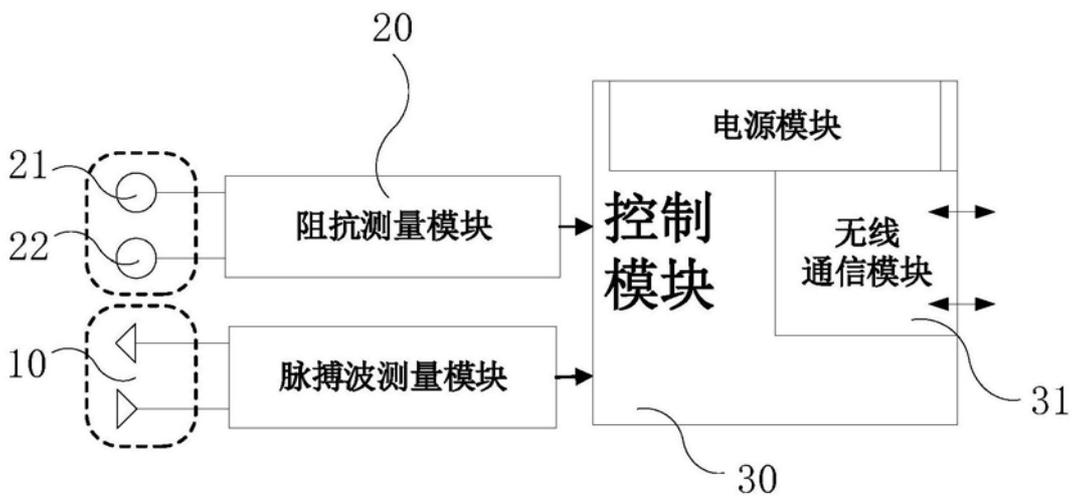


图2

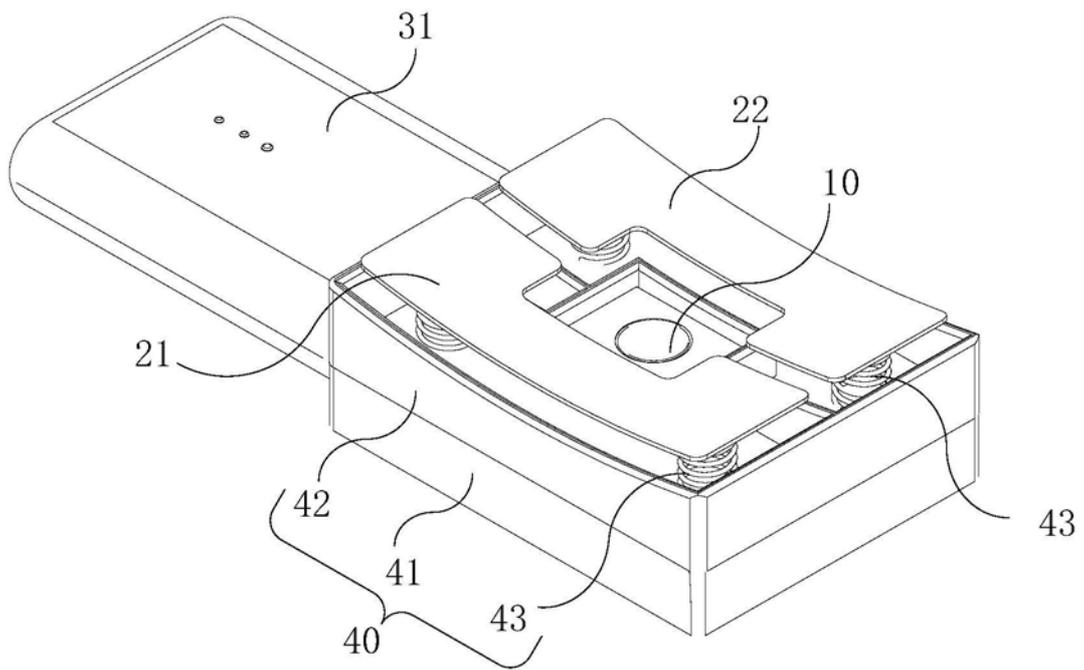


图3

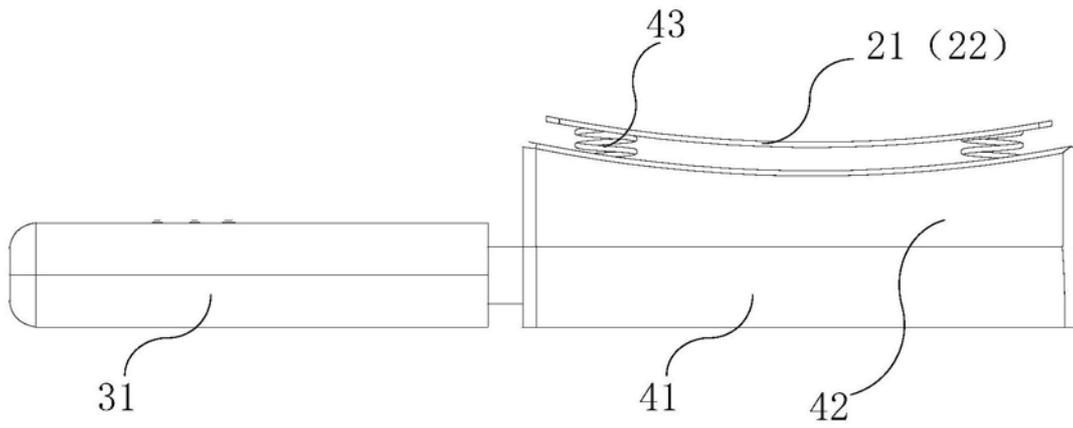


图4

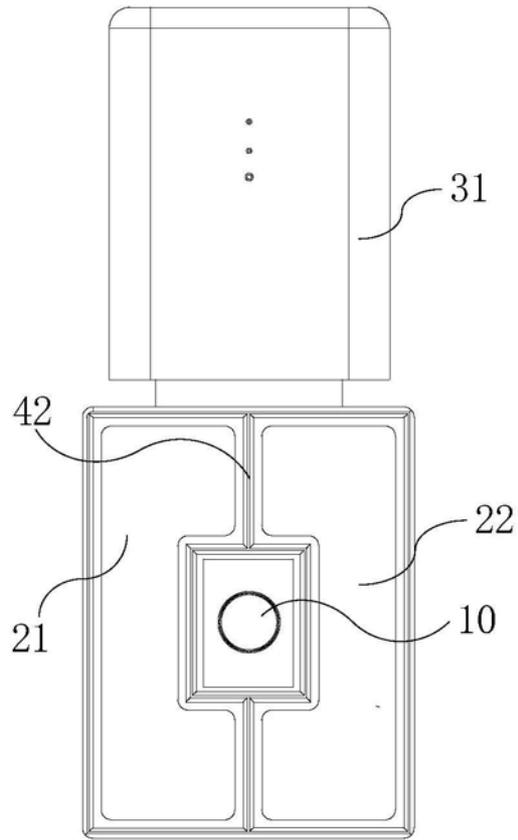


图5

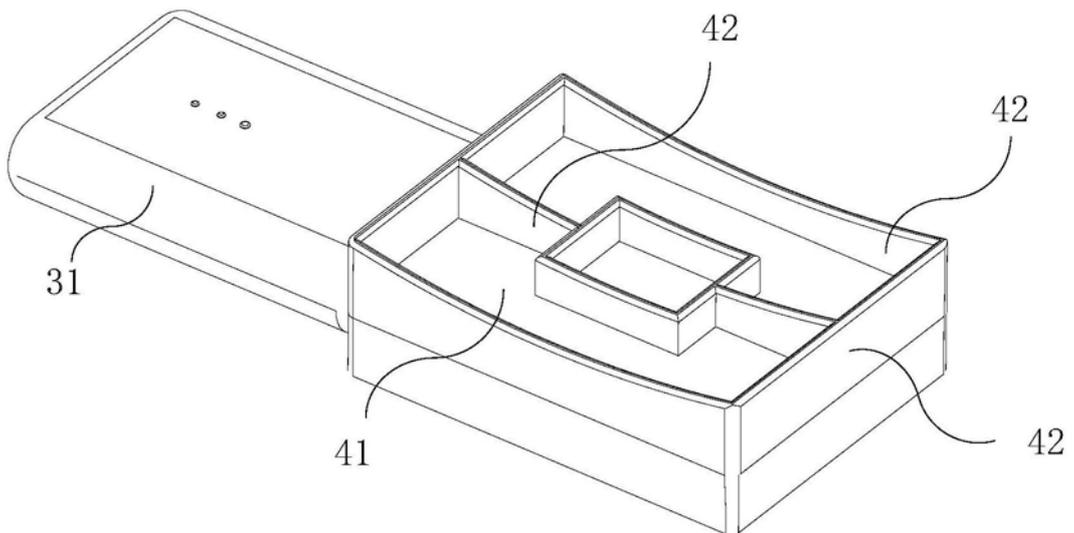


图6

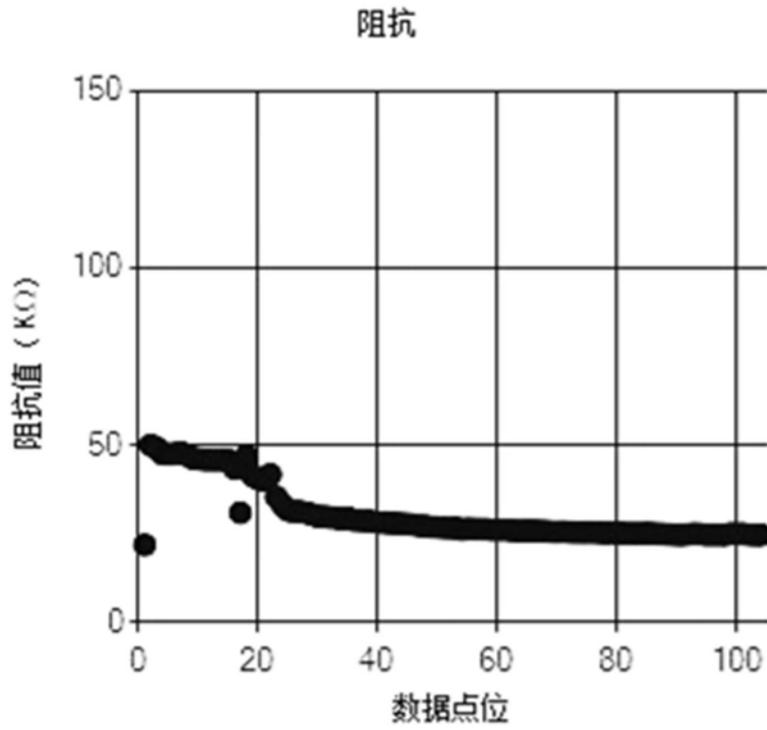


图7

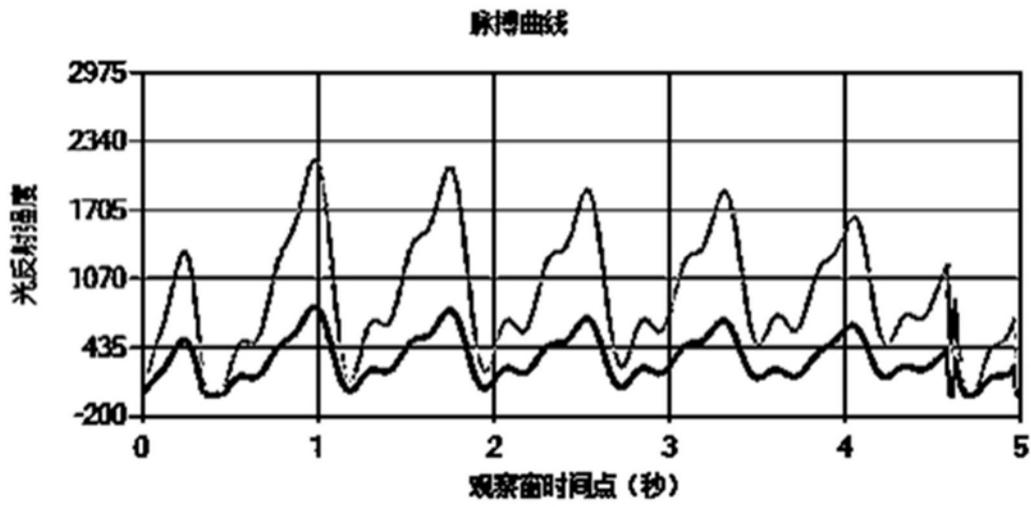


图8

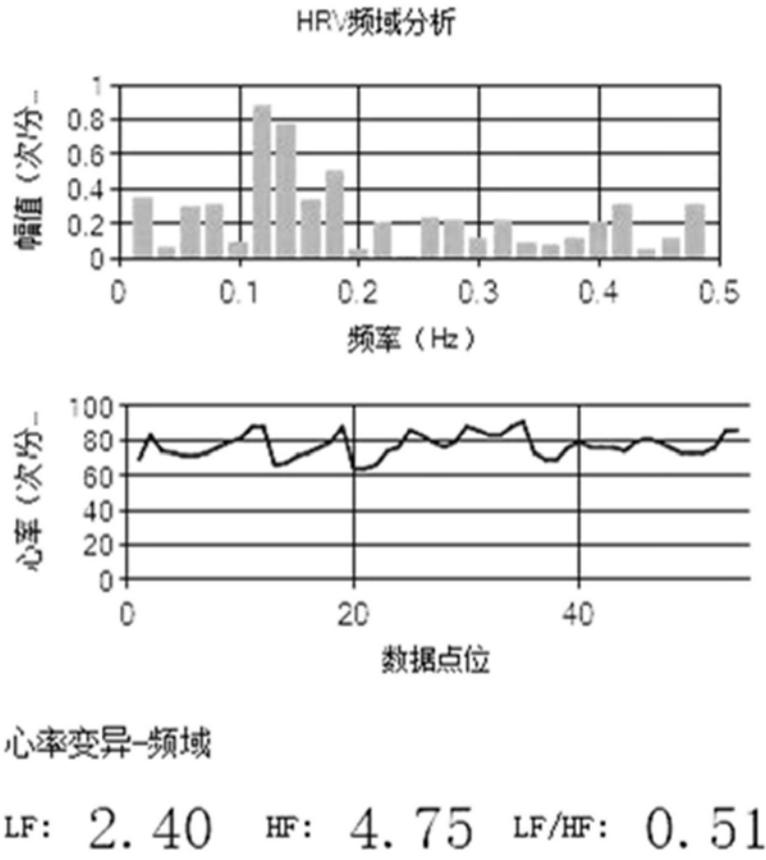


图9

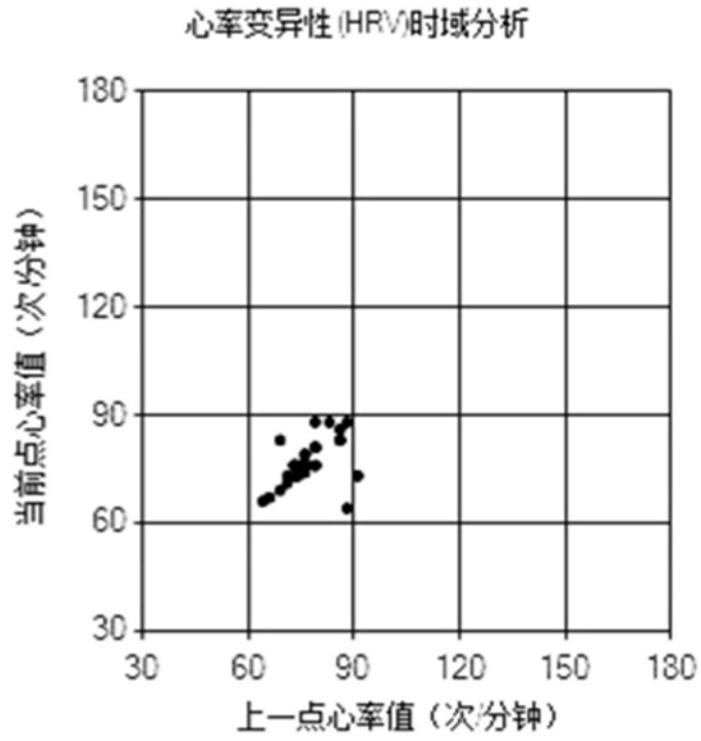


图10

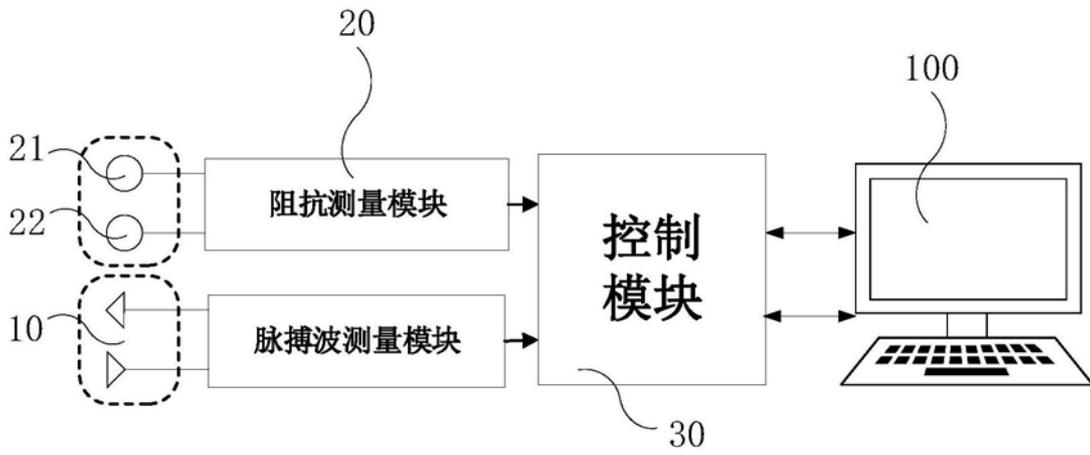


图11