



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108523900 A

(43)申请公布日 2018.09.14

(21)申请号 201810403791.0

(22)申请日 2018.04.28

(71)申请人 山东大众益康网络科技有限公司  
地址 274000 山东省菏泽市高新区万福办事处中华西路2059号201-19号

(72)发明人 赵炫 杜磊 王晋平

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理  
事务所(普通合伙) 11371  
代理人 王文红

(51)Int.Cl.

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

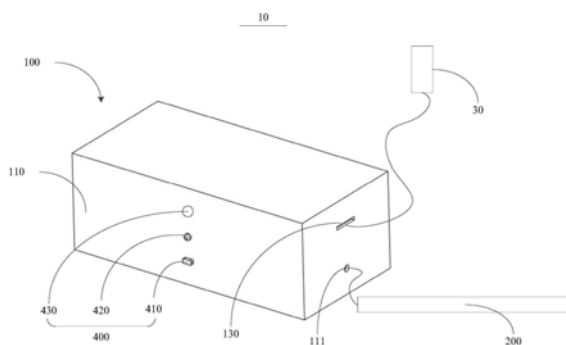
权利要求书2页 说明书13页 附图13页

(54)发明名称

生理参数监测设备及方法

(57)摘要

本发明涉及一种生理参数监测设备及方法,所述生理参数监测设备设置于可以容纳人体的载体上,所述生理参数监测设备包括主控盒和振动传感装置,主控盒包括盒体、设置于盒体内部的设备内核,以及与设备内核连接的数据传输装置,振动传感装置与设备内核连接。振动传感装置用于检测受检者的体动数据,并发送给设备内核,设备内核用于对接收到的体动数据进行处理,并在数据传输装置连接有电子设备时,通过数据传输装置将处理后的体动数据发送给电子设备。所述生理参数监测方法应用于电子设备,以根据接收到的体动数据得到受检者的生理参数。所述生理参数监测设备及方法可以便捷、舒适地实现对人体生理参数的监测,具有较强的实用性,易于推广应用。



1. 一种生理参数监测设备,其特征在于,设置于可以容纳人体的载体上,所述生理参数监测设备包括主控盒和振动传感装置,所述主控盒包括盒体、设置于所述盒体内部的设备内核,以及与所述设备内核连接的数据传输装置,所述振动传感装置与所述设备内核连接;

所述振动传感装置用于检测受检者的体动数据,并发送给所述设备内核,所述设备内核用于对接收到的所述体动数据进行处理,并在所述数据传输装置连接有电子设备时,通过所述数据传输装置将处理后的体动数据发送给所述电子设备。

2. 根据权利要求1所述的生理参数监测设备,其特征在于,所述振动传感装置包括第一压电传感装置和设置于所述第一压电传感装置一侧的压力尺,所述第一压电传感装置与所述设备内核连接。

3. 根据权利要求2所述的生理参数监测设备,其特征在于,所述第一压电传感装置包括第一驱动电路,以及多个串联的第一压电传感单元,位于端部的两个所述第一压电传感单元分别与所述第一驱动电路的输入端连接,所述第一驱动电路的输出端与所述设备内核连接。

4. 根据权利要求1所述的生理参数监测设备,其特征在于,所述振动传感装置包括选择电路和多个传感组件,所述传感组件包括第一压电传感装置和设置于所述第一压电传感装置一侧的压力尺,所述选择电路的输入端分别与多个所述第一压电传感装置连接,所述选择电路的输出端与所述设备内核连接。

5. 根据权利要求1所述的生理参数监测设备,其特征在于,所述振动传感装置包括选择电路和多个第二压电传感装置,所述多个第二压电传感装置分布设置,所述选择电路的输入端分别与多个所述第二压电传感装置连接,所述选择电路的输出端与所述设备内核连接。

6. 一种生理参数监测方法,其特征在于,应用于电子设备,所述电子设备与权利要求1-5任意一项所述的生理参数监测设备连接,所述方法包括:

获取所述生理参数监测设备发送的体动数据,并计算出所述体动数据的均方差,作为第一均方差;

根据所述第一均方差获得体动阈值和离床阈值,所述体动阈值大于所述离床阈值;

按第一预设时间长度对所述体动数据进行分段,获得多段子数据,并计算出各段所述子数据的均方差,作为第二均方差;

选取所述第二均方差介于所述体动阈值和所述离床阈值之间的子数据,标记为静卧数据;

对所述静卧数据进行分析,得到受检者的生理参数。

7. 根据权利要求6所述的生理参数监测方法,其特征在于,对所述静卧数据进行分析,得到受检者的生理参数的步骤,包括:

对相邻的所述静卧数据进行合并,得到多段静卧数据段;

从所述多段静卧数据段中截取出连续时长为第二预设时间长度的静卧数据段,作为第一待分析数据段,所述第二预设时间长度大于所述第一预设时间长度;

对所述第一待分析数据段进行分析,得到受检者的生理参数。

8. 根据权利要求7所述的生理参数监测方法,其特征在于,对所述第一待分析数据段进行分析,得到受检者的生理参数的步骤,包括:

获得所述第一待分析数据段中各数值的平均值,作为第一平均值;

分别获得所述第一待分析数据段中各数值与所述第一平均值的差值,并整合形成第二待分析数据段;

对所述第二待分析数据段进行分析,得到受检者的生理参数。

9. 根据权利要求8所述的生理参数监测方法,其特征在于,对所述第二待分析数据段进行分析,得到受检者的生理参数的步骤,包括:

以第三预设时间长度对应的数据长度为窗口,并以一个数值为步进值在所述第二待分析数据段多次移动所述窗口,得到对应的多段第三待分析数据段;

分别计算出多段所述第三待分析数据段的平均值,作为第二平均值,并整合形成呼吸波;

根据所述呼吸波获得受检者的呼吸率。

10. 根据权利要求8所述的生理参数监测方法,其特征在于,对所述第二待分析数据段进行分析,得到受检者的生理参数的步骤,包括:

对所述第二待分析数据段中各数值进行平方处理,得到多个平方数值,并整合形成第四待分析数据段;

以第四预设时间长度对应的数据长度为窗口,并以一个数值为步进值在所述第四待分析数据段多次移动所述窗口,得到对应的多段第五待分析数据段;

分别计算出多段所述第五待分析数据段的平均值,作为第三平均值,并整合形成第六待分析数据段;

根据预设创建规则,创建与所述第四预设时间长度对应的数据长度相应的数据,作为第七待分析数据段;

对所述第六待分析数据段和所述第七待分析数据段做卷积处理,获得受检者的心跳波;

根据所述心跳波获得受检者的心率值。

## 生理参数监测设备及方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及参数监测领域,具体而言,涉及一种生理参数监测设备及方法。

### 背景技术

[0002] 现今,快速的生活节奏使得很多人都处于亚健康状态,长期的亚健康状态会使得人体产生一种或多种慢性疾病,比如职业病等。这样使得越来越多的人对自己的身体健康投来更多的关注。设计人研究发现,传统的生理参数监测大都依赖于各种侵入式设备,通过粘贴或夹子的方式测量生理参数,这种监测方法会对受检者造成心理上和生理上的负担,此外,传统的生理参数监测设备的主机普遍存在体积庞大、价格昂贵等缺陷,不利于推广应用。

### 发明内容

[0003] 有鉴于此,本发明的目的在于,提供一种生理参数监测设备及方法,以解决上述问题。

[0004] 本发明实施例提供了一种生理参数监测设备,设置于可以容纳人体的载体上,所述生理参数监测设备包括主控盒和振动传感装置,所述主控盒包括盒体、设置于所述盒体内部的设备内核,以及与所述设备内核连接的数据传输装置,所述振动传感装置与所述设备内核连接;

[0005] 所述振动传感装置用于检测受检者的体动数据,并发送给所述设备内核,所述设备内核用于对接收到的所述体动数据进行处理,并在所述数据传输装置连接有电子设备时,通过所述数据传输装置将处理后的体动数据发送给所述电子设备。

[0006] 本发明实施例还提供了一种生理参数监测方法,应用于电子设备,所述电子设备与上述生理参数监测设备连接,所述方法包括:

[0007] 获取所述生理参数监测设备发送的体动数据,并计算出所述体动数据的均方差,作为第一均方差;

[0008] 根据所述第一均方差获得体动阈值和离床阈值,所述体动阈值大于所述离床阈值;

[0009] 按第一预设时间长度对所述体动数据进行分段,获得多段子数据,并计算出各段所述子数据的均方差,作为第二均方差;

[0010] 选取出所述第二均方差介于所述体动阈值和所述离床阈值之间的子数据,标记为静卧数据;

[0011] 对所述静卧数据进行分析,得到受检者的生理参数。

[0012] 本发明实施例提供的生理参数监测设备巧妙地将采集设备设置在可容纳人体的载体上,受检者只需位于该载体内,采集设备便可采集能够反应受检者生理参数的体动数据,并传输,与现有技术中通过粘贴或夹子的方式测量生理参数相比,体动数据的采集均在待检测人无负荷的情况下完成,所获得的信息更为可靠,而且实施方便,易于推广应用。

[0013] 进一步地,本发明实施例提供的生理参数监测方法,直接对生理参数监测设备采集的体动数据进行分析,从而获得受检者的生理参数,简单便捷,具有较强的实用性。

### 附图说明

[0014] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,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发明的某些实施例,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。

[0015] 图1为本发明实施例提供的一种生理参数监测设备与电子设备的连接关系示意图。

[0016] 图2为本发明实施例提供的一种生理参数监测设备的结构示意图。

[0017] 图3为本发明实施例提供的一种生理参数监测设备的部分电连接关系示意图。

[0018] 图4为本发明实施例提供的一种设备内核的示意性结构框图。

[0019] 图5为本发明实施例提供的一种USB HOST设备和USB DEVICE设备所组成的通信系统的通信工作过程示意图。

[0020] 图6为本发明实施例提供的一种振动传感装置的结构示意图。

[0021] 图7为本发明实施例提供的一种第一压电传感装置的结构示意图。

[0022] 图8为本发明实施例提供的第一压电传感装置的另一种结构示意图。

[0023] 图9为本发明实施例提供的第一压电传感装置的另一种结构示意图。

[0024] 图10为本发明实施例提供的第一压电传感装置的另一种结构示意图。

[0025] 图11为本发明实施例提供的振动传感装置的另一种结构示意图。

[0026] 图12为本发明实施例提供的一种传感组件结构示意图。

[0027] 图13为本发明实施例提供的一种选择电路的示意性结构框图。

[0028] 图14为本发明实施例提供的一种生理参数监测设备的设置方式示意图。

[0029] 图15为本发明实施例提供的生理参数监测设备的另一种设置方式示意图。

[0030] 图16为本发明实施例提供的一种第二压电传感装置组装过程示意图。

[0031] 图17为本发明实施例提供的生理参数监测设备的另一种设置方式示意图。

[0032] 图18为本发明实施例提供的一种生理参数监测方法的流程图。

[0033] 图19为图18中步骤S500的子步骤流程图。

[0034] 图20为图19中步骤S530的子步骤流程图。

[0035] 图21为图20中步骤S531的子步骤流程图。

[0036] 图22为图20中步骤S531的另一种子步骤流程图。

[0037] 图标:10-生理参数监测设备;100-主控盒;110-盒体;111-传感器接口装置;112-电源接口装置;120-设备内核;121-处理器;122-A/D转换电路;123-数据压缩电路;124-实时时钟;125-存储电路;126-滤波电路;130-数据传输装置;200-振动传感装置;210-传感组件;211-第一压电传感装置;2111-第一驱动电路;2112-第一压电传感单元;21121-第一压电传感器;211211-金属振动片;211212-压电陶瓷片;21122-柔性固定装置;21123-缓冲垫;21124-保护片;212-压力尺;220-选择电路;221-传感器接口;222-ESD防静电保护电路;223-选择输出电路;230-条形固定装置;240-第二压电传感装置;241-第二驱动电路;242-

第二压电传感单元;2421-第二压电传感器;24211-底部压电片;24212-顶部压电片;2422-隔离垫;300-温度传感装置;400-报警装置;410-报警按键;420-指示灯;430-扬声器;20-载体;30-电子设备。

### 具体实施方式

[0038] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0039] 应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

[0040] 请参阅图1、图2和图3,本发明实施例提供了一种生理参数监测设备10,所述生理参数监测设备10设置于可以容纳人体的载体20上,所述生理参数监测设备10包括主控盒100和振动传感装置200,所述主控盒100包括箱体110、设置于所述箱体110内部的设备内核120,以及与所述设备内核120连接的数据传输装置130,所述振动传感装置200与所述设备内核120连接。

[0041] 所述载体20可以是床、床垫、毯等物品,所述生理参数监测设备10可以单独使用,也可以使所述生理参数监测设备10中的振动传感装置200嵌设于所述载体20,或通过所述载体20固定,本实施例对此不作具体限制。当所述生理参数监测设备10单独使用时,为保障所述振动传感装置200使用寿命长久,可以在所述振动传感装置200的外部设置封装膜,所述封装膜可以是乳胶膜、橡胶膜、塑料膜等。

[0042] 本实施例中,所述振动传感装置200用于检测受检者的体动数据,并发送给所述设备内核120,所述设备内核120用于对接收到的所述体动数据进行处理,并在所述数据传输装置130连接有电子设备30时,通过所述数据传输装置130将处理后的体动数据发送给所述电子设备30,以便所述电子设备30对所述体动数据进行处理,从而得到相关生理参数,例如,心率值和呼吸率等。本实施例中,所述电子设备30也可以将接收的体动数据发送给与其连接的服务器,以使所述服务器对所述体动数据进行处理,从而得到相关生理参数,例如,心率值和呼吸率等。

[0043] 所述主控盒100的箱体110设置有与所述设备内核120连接的传感器接口装置111,所述传感器接口装置111用于与所述振动传感装置200连接。为增强所述生理参数监测设备10的功能性,本实施例中,所述传感器接口装置111还可以与血压检测装置、血氧检测装置等生理参数传感器连接,获取受检者的血压检测值和血糖检测值。使用过程中,所述振动传感装置200通过传感器数据线连接于所述传感器接口装置111进而与所述设备内核120连接,以便所述主控盒100能够放置于所述载体20的外部,方便用户操作。此外,所述主控盒100的箱体110还设置有与所述设备内核120连接的电源接口装置112,所述电源接口装置112用于通过电源传输线缆与外设电源连接,以为所述生理参数监测设备10提供工作电能。

[0044] 请结合图4,所述设备内核120包括处理器121,所述处理器121自带的A/D转换电路

122、数据压缩电路123和实时时钟124,以及与所述数据压缩电路123连接的存储电路125,所述设备内核120还包括滤波电路126,所述滤波电路126的输入端与所述传感器接口装置111连接,输出端与所述A/D转换电路122连接。其中,所述存储电路125包括大容量的FLASH芯片和小容量的EEPROM芯片,所述FLASH芯片采用了小型文件管理系统,具有自动管理模块,可以分块操作,以管理数据的读写及删除机制,所述EEPROM芯片用于存放所述生理参数监测设备10的各类配置参数,包括wifi的用户名和密码、服务器地址、工作模式、连接服务器时间间隔等,还具有获取生理参数监测设备10的ID、校准振动传感装置200等功能。此外,所述滤波电路126包括高通滤波电路和低通滤波电路,用于对接收到的振动传感装置200发送的体动数据进行滤波处理,所述A/D转换电路122用于将滤波之后的体动数据由模拟信号形式转换为数字信号形式,所述数据压缩电路123用于对转换为数字信号形式的体动数据进行压缩,并存储在所述存储电路125中。本实施例中,所述数据压缩电路123采用的压缩算法为改进型的ADPCM压缩算法,改进型的ADPCM压缩算法可以将所述体动数据压缩至少1/2。

[0045] 本实施例中,所述电子设备30可以是手机、平板电脑或普通计算机等,其中,手机和平板电脑的操作系统可以是Android系统,也可以是IOS系统。由此,可以理解的是,本实施例中,所述电子设备30上安装有能够对所述体动数据进行处理,以得到相关生理参数的APP软件。另外,需要说明的是,本实施例中,所述数据传输装置130除用于实现所述生理参数监测设备10与所述电子设备30的通信外,还具有电能输送功能,也即,所述生理参数监测设备10可以通过所述数据传输装置130为与其连接的电子设备30充电。

[0046] 本实施例中,所述数据传输装置130可以是USB接口装置,例如,USB OTG接口或Lightning接口,还可以是USB Type-C接口。

[0047] 以所述电子设备30是操作系统为Android系统的Android手机/平板电脑为例,Android手机/平板电脑与所述生理参数监测设备10之间可以通过USB OTG转接线连接。具体地,所述USB OTG转接线一端连有Mini-A插头,用以接入到Android手机/平板电脑的USB接口,所述Android手机/平板电脑便以USB HOST设备的身份进行工作,所述USB OTG转接线的另外一端连接有Mini-B插头,用以与所述生理参数监测设备10的数据传输装置130连接,所述生理参数监测设备10便以USB DEVICE设备的身份进行工作。

[0048] 本实施例中,所述设备内核120采用的处理器121为ARM系列的STM32F103x型号的微控制器,该微控制器本身具有USB接口,在数据通信过程中作为USB DEVICE设备,由此,便无需单独在所述设备内核120连接所述数据传输装置130。此外,本实施例中,USB HOST设备采用搭载有Android 3.1版本以上操作系统的Android手机/平板电脑。Android 3.1以上版本的操作系统都支持AOA(Android Open Accessory Protocol)协议和外围设备开发包ADK(Accessory Development Kit)。Android手机/平板电脑作为数据通信过程中的USB HOST设备,完成检测、枚举以USB HOST设备的身份进行工作的生理参数监测设备10的工作,并与其进行数据通信。

[0049] Android手机/平板电脑作为USB HOST设备,上电后便会开始侦听各USB接口,一旦有连接有USB DEVICE设备的USB OTG转接线接入后便会感应到D+与D-之间的电位差变化,进入USB DEVICE设备枚举过程,包括以下几个阶段:

[0050] i) 获取USB DEVICE设备描述符;

[0051] ii) 设置USB DEVICE设备地址;

[0052] iii) 再次获取USB DEVICE设备描述符;

[0053] iv) 获取USB DEVICE设备的配置描述符。

[0054] 在USB HOST设备成功枚举USB DEVICE设备后,双方就能够通过USB OTG转接线进行数据通信,整个过程由USB HOST设备发起和控制。USB HOST设备和USB DEVICE设备所组成的通信系统的通信工作过程如图5所示。

[0055] 在所述通信系统的通信过程中数据量较小且有一定的实时性,同时传输又具有突发性,数据传输的特点与人体交互设备(Human Interface Device,HID),例如,USB键盘、鼠标等十分类似,且Android操作系统的AOA协议是支持的HID的。因此,本实施例中,可将所述生理参数监测设备10配置为HID类型,从而进行数据通信,数据传输方式为控制传输和中断传输。

[0056] 以下对所述生理参数监测设备10和Android手机/平板电脑之间的数据通信过程进行简要说明。

[0057] i) 进行系统初始化;

[0058] 通信系统在工作之前需要对生理参数监测设备10中的设备内核120,以及Android手机/平板电脑端分别进行初始化。设备内核120的初始化:本实施例中,所述设备内核120的是Cortex-M3的内核,利用其内置的微控制器确定USB的传输、复位等中断等级,并使能这些中断,首先,配置USB系统的时钟模块,配置好时钟频率后使能时钟,其次,初始化USB的相关寄存器,包括初始化USB控制寄存器(USB\_CNTR)和USB中断状态寄存器(USB\_ISTR)。最后,对USB系统进行中断配置,一旦接收到USB HOST设备发送来的复位信号、请求包或者数据便会产生一个中断,进入到中断处理函数中运行。Android手机/平板电脑初始化配置:Android手机/平板电脑的初始化配置需要开放一些系统权限,使得Android端的程序可获取手机/平板电脑硬件的访问权限。

[0059] ii) USB通信系统HOST设备与DEVICE设备程序设计。

[0060] 在确定了USB通信过程中的设备类型,并初始化系统之后,就需要分别设计USB DEVICE设备和USB HOST设备程序。

[0061] USB HOST设备程序设计:作为USB HOST设备,Android手机/平板电脑的程序在Android操作系统的USB驱动和AOA协议的基础上进行开发设计,Android操作系统内核层已有USB OTG协议和USB HID类接口的驱动程序,USB HID设备接入后便会自动枚举并识别出此类设备,进行设备接口和端点等对象的获取,进行数据传输和控制。程序整体实现过程如下:首先,程序对所有的设备进行获取过滤,根据USB设备的VID和PID找到所述生理参数监测设备10对象。并通过所述生理参数监测设备10对象找到设备的接口、端点等配置对象。这些对象在AOA协议及ADK开发包中是由专门一个类来定义的,正确获取到这些配置类后对这些对象进行控制。Android手机/平板电脑端运用控制传输与中断传输来控制数据的发送与接收。Android手机/平板电脑端循环等待所述生理参数监测设备10的数据,一旦数据到来便会唤醒程序线程,并更新相应的状态数据,完成数据传输。

[0062] USB DEVICE设备程序设计:USB DEVICE设备在遵循USB协议的基础上,通过程序对USB传输程序模块进行编程,将USB DEVICE设备作为HID的实现与USB HOST设备的数据通讯,编程设置USB DEVICE设备的各种描述符,包括USB DEVICE设备描述符、配置描述符、接口描述符、端点描述符、HID描述符、报告描述符等。通过设计USB相关的中断处理函数,解析

主机端发送过来的各种标准请求,然后对各种请求做出正确的处理或者响应。最后,振动传感装置200采集到的体动数据拷贝到相应的数据缓冲区,这个数据缓冲区是程序设计专门用于数据发送的IN端点,这个IN端点的地址以及端点的容量大小在具体的程序中进行定义,初始化完毕USB DEVICE设备系统,在USB描述符、USB协议中断处理过程完成后,实现通过USB接口与USB HOST设备进行数据接收和发送。

[0063] 再以所述电子设备30为操作系统为IOS系统的IOS手机或平板电脑为例,所述生理参数监测设备10作为USB DEVICE设备与IOS手机/平板电脑通过Lightning接口进行数据通信,IOS手机/平板电脑做为USB HOST设备,所述生理参数监测设备10遵循MFI认证规范,支持iAP2协议。

[0064] IOS App开发基于iOS系统的框架ExternalAccessory.framework,并且在Info.plist中配置好协议字符串(Supported external accessory protocols)。当IOS手机/平板电脑通过Lightning接口的USB线接到所述生理参数监测设备10时,IOS系统会把所述生理参数监测设备10抽象成了一个流对象。IOS App通过指定的协议字符串来创建一个EASession类的实例来访问到该流对象,就能通过NSInputStream和NSOutputStream跟本发明所述的生理参数监测设备10进行通信了。

[0065] 基于以上设置,所述电子设备30便可以接收到所述生理参数监测设备10发送的体动数据,进而对所述体动数据进行处理,得到相关生理参数,例如,呼吸率和心率值等。

[0066] 本实施例中,所述电子设备30还可以根据所述体动数据识别出呼吸率识别阻塞性睡眠呼吸暂停、中枢性睡眠呼吸暂停、混合性睡眠呼吸暂停等睡眠呼吸暂停综合症,并给出预警,同时,可以对睡眠呼吸时间、心肺耦合功能进行分析。

[0067] 进一步地,本实施例中,所述电子设备30还可以计算出每小时平均心率值、整夜平均心率值、周平均心率值、月平均心率值、年平均心率值等计算结果,还可以计算每日小时平均心率趋势、每月日平均心率趋势、每年日平均心率趋势、每年月平均心率趋势、各阶段平均心率均方值,整夜大于100次/分钟或小于60次/分钟的心率,同时,可以对上述数据以日、周、月、季、年为周期进行统计,此外,还可以根据识别出的心率得出心率变异性(heart rate variability,HRV)、呼吸率心率比、正常心动周期的标准差(Standard Deviation Of NN Intervals,SDNN)、短时程平均NN间期的标准差(The issue of the standard deviation between short-term average nn,SADNN)、相邻NN间期差值的均方根(aviation of NN intervals,RMSSD)、相邻正常窦性心搏间期差值超过50ms的个数占总窦性心搏数的百分率(percentage of differences exceeding50ms between adjacent normal number of intervals,PNN50)等与心率变化有关的参数,并给出每小时和整夜心率变异性趋势曲线,为心脏功能判断、睡眠结构图、睡眠报告等提供数据支持。

[0068] 基于获取的所述体动数据,所述电子设备30还可以计算心跳、呼吸发生过程相位差,统计小时平均比值、整夜平均比值、周平均比值、月平均比值、年平均比值、每日小时平均比值趋势、每月日平均比值趋势、每年日平均比值趋势、每年月平均比值、各阶段平均比值均方值、各阶段平均统计结果均方值,并给出每月日和年日的趋势曲线图等,从心跳、呼吸发生过程相位差的数据中,对人体的健康、疾病状态进行判别。

[0069] 本实施例中,还可以通过信息熵、近似熵、样本熵、多尺度熵、Renyi熵、符号序列、多尺度符号序列熵等方法,分析心率变异性、呼吸信号、体动信号等,研究受检者的心脏、呼

吸系统、睡眠的特征信号,也可以通过长期的检测,识别心脏、呼吸系统、睡眠的生理特征变化情况,预测相关疾病的发生。

[0070] 经分析得出上述结论后,受检者可在电子设备30中查看,同时,可根据结论推送给受检者相应的生活习惯、饮食、运动、养生等健康调控手段和指导建议。

[0071] 此外,请参阅图6并结合图4,关于所述振动传感装置200,作为第一种实施方式,可以包括第一压电传感装置211和设置于所述第一压电传感装置211一侧的压力尺212,所述第一压电传感装置211与所述设备内核120连接,本实施例中,所述第一压电传感装置211通过所述传感器数据线与连接于所述设备内核120的传感器接口装置111连接。

[0072] 请结合图7和图8,可选地,本实施例中,所述第一压电传感装置211包括第一驱动电路2111,以及至少一个第一压电传感单元2112。当所述第一压电传感装置211包括一个第一压电传感单元2112时,该第一压电传感单元2112与所述第一驱动电路2111的输入端连接,所述第一驱动电路2111的输出端与所述设备内核120连接(如图7所示)。当所述第一压电传感装置211包括多个第一压电传感单元2112时,多个所述第一压电传感单元2112串联连接,且位于端部的两个所述第一压电传感单元2112分别与所述第一驱动电路2111的输入端连接,所述第一驱动电路2111的输出端与所述设备内核120连接(如图8所示)。

[0073] 请结合图9,本实施例中,所述第一压电传感单元2112包括第一压电传感器21121,以及设置于所述第一压电传感器21121两侧以固定所述第一压电传感器21121的柔性固定装置21122。其中,所述第一压电传感器21121采用压电陶瓷元件制作而成,呈圆形结构,具有较强的振动/位移感应力,用于检测人体的振动/位移信号,所述第一驱动电路2111集成在呈扇形结构的电路板上,可由电阻、电容和场效应管构成,用于滤除高频杂波、加强低频呼吸信号,以确保所述第一压电传感器21121检测到的振动/位移信号能够被所述设备内核120有效接收,由于压电陶瓷元件及第一驱动电路2111的工作原理为本领域较为成熟的技术,因而在此不作更多说明。

[0074] 所述第一压电传感器21121,也即压电陶瓷元件包括金属振动片211211,以及设置于所述金属振动片211211一侧且不完全覆盖所述金属振动片211211的压电陶瓷片211212。本实施例中,一个所述第一压电传感单元2112与所述第一驱动电路2111连接的方式具体为,该第一压电传感单元2112中第一压电传感器21121的金属振动片211211和压电陶瓷片211212分别与所述第一驱动电路2111的输入端连接(如图7所示)。本实施例中,多个第一压电传感单元2112串联,以及与所述第一驱动电路2111连接的方式具体为,一个所述第一压电传感器21121的压电陶瓷片211212与其相邻的另一个所述第一压电传感器21121的金属振动片211211连接,位于端部的一个所述第一压电传感器21121的金属振动片211211,以及位于端部的另一个所述第一压电传感器21121的压电陶瓷片211212分别与所述第一驱动电路2111的输入端连接(如图8所示)。

[0075] 请结合图10,为延长所述第一压电传感器21121的使用寿命,可选地,本实施例中,所述第一压电传感单元2112还可以包括缓冲垫21123和保护片21124。所述缓冲垫21123设置于所述第一压电传感器21121和一个所述柔性固定装置21122之间,所述保护片21124设置于所述第一压电传感器21121和另一个所述柔性固定装置21122之间。在使用过程中,所述缓冲垫21123位于所述保护片21124的上方,相较于所述保护片21124较为靠近受检者身体。如此,所述第一压电传感器21121通过所述缓冲垫21123和所述保护片21124增强了稳定

性和耐冲击性,不仅提升了所述第一压电传感器21121的测量范围,而且可以对所述第一压电传感器21121起到保护作用,从而延长了所述第一压电传感器21121的使用寿命。

[0076] 作为第二种实施方式,所述振动传感装置200包括选择电路220和多个传感组件210,所述传感组件210包括第一压电传感装置211和设置于所述第一压电传感装置211一侧的压力尺212,所述选择电路220的输入端分别与各所述传感组件210中的所述第一压电传感装置211连接,所述选择电路220的输出端与所述设备内核120连接。本实施例中,所述第一压电传感装置211包括第一驱动电路2111和一个第一压电传感单元2112,该第一压电传感单元2112与所述第一驱动电路2111的输入端连接,所述第一驱动电路2111的输出端与所述选择电路220连接(如图7、图9和图10所示)。此处所使用的压力尺212的长度可以小于上述第一种实施方式中所使用的压力尺212的长度,两种长度的所述压力尺212均可选用钢尺、铁尺,或可选用丙烯腈-苯乙烯-丁二烯共聚物(Acrylonitrile Butadiene Styrene, ABS)材料、合金材料等具有弹性的材料制造而成。此外,所述多个传感组件210以线性阵列方式设置,以构成条状结构。为增强所述振动传感装置200的结构稳定性,可选地,本实施例中,所述多个传感组件210构成的条状结构一侧还设置有条形固定装置230,所述条形固定装置230质地柔软,用于固定所述多个传感组件210。如此,本实施例中,所述振动传感装置200便可以实现卷曲功能,以便携带。

[0077] 本实施例中,所述选择电路220分别与多个传感组件210中的第一压电传感装置211连接,具体地,与多个第一压电传感装置211的第一压电传感单元2112连接,用于并行获取多个所述第一压电传感单元2112检测得到的体动信号,选择出其中体动信号最强的一组,并输出至所述设备内核120。所述选择电路220的电路结构有多种,如图13所示,本实施例中,提供了其中一种,主要由传感器接口221、静电释放(Electro-Static discharge, ESD)防静电保护电路222及选择输出电路223组成,所述选择输出电路223可以是八路选择器。传感器接口221输入的是多个第一压电传感单元2112采集的体动数据,经排阻上拉至5V,以适配八路选择器的输入,在进入选择输出电路223之前,先经防静电保护电路以进行ESD防静电保护,以减少静电对元器件的损坏。八路选择器选择其中一路信号最强的作为最终的体动数据输出。

[0078] 请参阅图14和图15,以所述载体20为床垫为例,上述第一种实施方式和第二种实施方式中,所述振动传感装置200可以设置于所述床垫的与人体胸部对应的位置处(如图14所示),也可以设置于所述床垫的与人体头部对应的位置处(如图15所示)。

[0079] 请参阅图16和图17并结合图4,作为第三种实施方式,所述振动传感装置200包括选择电路220和多个第二压电传感装置240,所述多个第二压电传感装置240分布设置,所述选择电路220的输入端分别与多个所述第二压电传感装置240连接,所述选择电路220的输出端与所述设备内核120连接。本实施例中,所述振动传感装置200包括八个第二压电传感装置240。以所述载体20为床垫为例,其中,五个所述第二压电传感装置240设置于所述床垫的与人体胸部对应的位置处,该五个所述第二压电传感装置240呈“十”字形排列,横向间距为200mm,垂直间距为150mm,位于所述床垫的中心位置,距离床垫上部600mm。其余三个所述第二压电传感装置240设置于所述床垫的与人体腿部对应的位置处,该三个所述第二传感装置呈“一”字形排列,横向间距为200mm,距离床垫下部600mm。

[0080] 本实施例中,所述第二压电传感装置240包括第二驱动电路241和第二压电传感单

元242。所述第二压电传感单元242包括第二压电传感器2421，所述第二压电传感器2421包括呈圆环状结构的底部压电片24211和呈圆形结构的顶部压电片24212，所述顶部压电片24212设置于所述底部压电片24211的一侧，且边缘与所述底部压电片24211重合。本实施例中，所述底部压电片24211的外径为41mm，内径为30mm，厚度为5mm，所述顶部压电片24212的外径为41mm，厚度为5mm。

[0081] 所述第二驱动电路241集成在呈扇形结构的电路板上，可由电阻、电容和场效应管构成，用于滤除高频杂波、加强低频呼吸信号，以确保所述第二压电传感器2421检测到的振动/位移信号能够被所述设备内核120有效接收。由于第二驱动电路241的工作原理为本领域较为成熟的技术，因而在此不作更多说明。本实施例中，所述第二驱动电路241设置于所述底部压电片24211和所述顶部压电片24212之间，且所述输入端分别与所述底部压电片24211和所述顶部压电片24212连接。此外，可选地，本实施例中，所述第二压电传感单元242还包括隔离垫2422，所述隔离垫2422设置于所述底部压电片24211和所述顶部压电片24212之间，与集成所述第二驱动电路241的扇形结构组合形成接近完整的圆环结构。所述隔离垫2422采用硅胶材料制作而成，既可以绝缘所述第二驱动电路241，也可以保护所述顶部压电片24212和所述底部压电片24211。

[0082] 本实施例中，所述选择电路220分别与多个传感组件210中的第二压电传感装置240连接，具体地，与多个第二压电传感装置240的第二压电传感单元242连接，用于并行获取多个所述第二压电传感单元242检测得到的体动信号，选择出其中体动信号最强的一组，并输出至所述设备内核120。所述选择电路220的电路结构有多种，此处同样采用上述第二种实施方式所提供的选择电路220，如上所述，其主要由传感器接口221、静电释放(Electro-Static discharge, ESD)防静电保护电路222及选择输出电路223组成，所述选择输出电路223可以是八路选择器。传感器接口221输入的是多个第一压电传感单元2112采集的体动数据，经排阻上拉至5V，以适配八路选择器的输入，在进入选择输出电路223之前，先经防静电保护电路以进行ESD防静电保护，以减少静电对元器件的损坏。八路选择器选择其中一路信号最强的作为最终的体动数据输出。

[0083] 请参阅图17并结合图3，为增强所述生理参数监测设备10的功能性，可选地，本实施例中，所述生理参数监测还包括温度传感装置300，所述温度传感装置300与所述设备内核120连接，用于获取环境温度信息或受检者的体温信息，并发送至与所述设备内核120连接的电子设备30。本实施例中，所述温度传感装置300同样可以嵌设于所述载体20，或通过所述载体20固定，以所述载体20为床垫为例，其中，所述温度传感装置300可以设置于所述床垫的与人体胸部对应的位置处。

[0084] 请再次参阅图1、图2和图3，可选地，本实施例中，所述生理参数监测设备10还包括报警装置400，所述报警装置400包括设置于所述箱体110表面分别与所述设备内核120连接的报警按键410、指示灯420和扬声器430。受检者按下报警按钮，则指示灯420亮且扬声器430发出声音，此外，生理参数监测设备10在将采集的体动数据发送给电子设备30后，若判断出所述体动数据异常，也可以控制报警装置400的指示灯420亮和扬声器430发出声音，当报警装置400的指示灯420亮，扬声器430发出声音后，再次按下所述报警按钮，可以关闭指示灯420和扬声器430。

[0085] 请参阅图18，本发明实施例还提供了一种生理参数监测方法，所述生理参数监测

方法应用于电子设备,所述电子设备与上述生理参数监测设备连接,所述方法包括:

[0086] 步骤S100,获取所述生理参数监测设备发送的体动数据,并计算出所述体动数据的均方差,作为第一均方差。

[0087] 本实施例中,可以将获取的所述体动数据整理成数组 $y(N)$ , $N$ 为数组的长度。此后,计算出数组 $y(N)$ 中各数值的平均值 $avg$ ,进一步的,根据计算出的平均值 $avg$ 计算出数组 $y(N)$ 的均方差,作为第一均方差 $\sigma_1$ 。

[0088] 步骤S200,根据所述第一均方差获得体动阈值和离床阈值,所述体动阈值大于所述离床阈值。

[0089]  $ThK=10*\sigma_1$

[0090]  $Th0=0.01*\sigma_1$

[0091] 其中, $ThK$ 为体动阈值, $Th0$ 为离床阈值。

[0092] 步骤S300,按第一预设时间长度对所述体动数据进行分段,获得多段子数据,并计算出各段所述子数据的均方差,作为第二均方差。

[0093] 所述第一预设时间长度可以有多种选择,例如,2秒、4秒等,本实施例中,所述第一预设时间长度为2秒。假设,数组 $y(N)$ 是时长10分钟,也即600秒内获取的体动数据,且数组 $y(N)$ 包括600M个数值,那么,在所述第一预设时间间隔为2秒时,每段所述子数据则包括 $(600M/600)*2=2M$ 个数值。

[0094] 步骤S400,选取出所述第二均方差介于所述体动阈值和所述离床阈值之间的子数据,标记为静卧数据。

[0095] 本实施例中,还可以将第二均方差等于或大于所述体动阈值的数据,标记为体动数据,将第二均方差等于或小于所述离床阈值的数据,标记为离床数据。此外,本实施例中,还可以将连续的多段静卧数据合并为一大段静卧数据,将连续的多段体动数据合并为一大段体动数据,将连续的多段离床数据合并为一大段离床数据。

[0096] 此外,为保证数据标记的准确性,还可以按照预设修正规则修正逻辑错误的的数据标记,例如,离床数据的两侧一定是体动数据,离床数据之前一定是体动数据等,如此,当数据标记完成之后,若检测到离床数据的两侧不是体动数据,则按第一预设数据更改长度将该离床数据两侧的数据标记为体动数据,若检测到离床数据之前不是体动数据,则第二按预设数据更改长度将该离床数据之前的数据标记为体动数据。

[0097] 步骤S500,对所述静卧数据进行分析,得到受检者的生理参数。

[0098] 请参阅图19,本实施例中,所述步骤S500可以包括步骤S510、步骤S520和步骤S530三个子步骤。

[0099] 步骤S510,对相邻的所述静卧数据进行合并,得到多段静卧数据段。

[0100] 也即,步骤S400相关描述中,将连续的多段静卧数据合并为一大段静卧数据,此后,标记为静卧数据段。

[0101] 步骤S520,从所述多段静卧数据段中截取出连续时长为第二预设时间长度的静卧数据段,作为第一待分析数据段,所述第二预设时间长度大于所述第一预设时间长度。为方便描述,本实施例中,将所述第一待分析数据段标记为数组 $z(N)$ , $N$ 为数组的长度。

[0102] 所述第二预设时间长度可以有多种选择,例如,2分钟、4分钟等,本实施例中,所述第二预设时间长度为2分钟。假设,所述多段静卧数据中存在一段连续时长为4分钟的静卧

数据段,包括连续的240M个数值,则可以从该端静卧数据段中截取出2分钟的静卧数据段,也即,选取出连续的120M个数值,作为第一待分析数据段。

[0103] 步骤S530,对所述第一待分析数据段进行分析,得到受检者的生理参数。

[0104] 请参阅图20,进一步地,所述步骤S530可以包括步骤S531、步骤S532和步骤S533三个子步骤。

[0105] 步骤S531,获得所述第一待分析数据段中各数值的平均值,作为第一平均值。

[0106] 本实施例中,获得所述第一待分析数据段中各数值的平均值,也即,计算出数组 $z(N)$ 中120M个数值的平均值 $avg1$ 。

[0107] 步骤S532,分别获得所述第一待分析数据段中各数值与所述第一平均值的差值,并整合形成第二待分析数据段。为方便描述,本实施例中,将所述第二待分析数据段标记为数组 $x(N)$ , $N$ 为数组的长度。

[0108]  $x(i) = z(i) - avg1$ , $i$ 为数组下标

[0109] 数组 $x(N)$ 中同数组 $z(N)$ ,同样包括120M个数值。

[0110] 步骤S533,对所述第二待分析数据段进行分析,得到受检者的生理参数。

[0111] 请参阅图21,作为第一种实施方式,所述步骤S533可以包括步骤S5331、步骤S5332和步骤S5333三个子步骤。

[0112] 步骤S5331,以第三预设时间长度对应的数据长度为窗口,并以一个数值为步进值在所述第二待分析数据段多次移动所述窗口,得到对应的多段第三待分析数据段。

[0113] 所述第三预设时间长度可以有多种选择,例如,4秒、8秒等,本实施例中,所述第三预设时间长度为4秒,以第三预设时间长度对应的数据长度为窗口,即以4秒对应的数据长度为窗口。同样,沿用上述假设进行说明,所述第二待分析数据段,也即数组 $x(N)$ 包括了120M个数值,则以4秒对应的数据长度为窗口,可以选取出4M个数值,因此,以一个数值为步进值在包括了120M个数值的数组 $x(N)$ 多次移动所述窗口便可以得到对应的 $(116M+1)$ 段第三待分析数据段。

[0114] 步骤S5332,分别计算出多段所述第三待分析数据段的平均值,作为第二平均值,并整合形成呼吸波。为方便描述,本实施例中,将所述呼吸波标记为数组 $b(N)$ , $N$ 为数组的长度。

[0115] 步骤S5333,根据所述呼吸波获得受检者的呼吸率。

[0116] 本实施例中,可以从所述组 $b(N)$ 中截取出1分钟时长对应的数据,即60M个数值,标记为呼吸率计算数据段,此后,计算出所述呼吸率计算数据段中极大值(波峰)的个数,即为1分钟内的呼吸率。

[0117] 本实施例中,还可以根据计算出的呼吸率识别阻塞性睡眠呼吸暂停、中枢性睡眠呼吸暂停、混合性睡眠呼吸暂停等睡眠呼吸暂停综合症,并给出预警,同时,可以对睡眠呼吸时间、心肺耦合功能进行分析。

[0118] 请参阅图22,作为第二种实施方式,所述步骤S533可以包括步骤S5334、步骤S5335、步骤S5336、步骤S5337、步骤S5338和步骤S5339三个子步骤。

[0119] 步骤S5334,对所述第二待分析数据段中各数值进行平方处理,得到多个平方数值,并整合形成第四待分析数据段。为方便描述,本实施例中,将所述第四待分析数据段标记为数组 $s(N)$ , $N$ 为数组的长度。

[0120]  $s(i) = x(i) * x(i)$ ,  $i$  为数组下标

[0121] 步骤S5335, 以第四预设时间长度对应的数据长度为窗口, 并以一个数值为步进值在所述第四待分析数据段多次移动所述窗口, 得到对应的多段第五待分析数据段。

[0122] 所述第四预设时间长度可以有多种选择, 例如, 1秒、2秒等, 本实施例中, 所述第四预设时间长度为1秒, 以第四预设时间长度对应的数据长度为窗口, 即为以1秒对应的数据长度为窗口。同样, 沿用上述假设进行说明, 所述第二待分析数据段, 也即数组  $x(N)$  包括了120M个数值, 由此, 所述第四待分析数据段, 也即数组  $s(N)$  同样包括了120M个数值, 则以1秒对应的数据长度为窗口, 可以选取出M个数值, 因此, 以一个数值为步进值在包括了120M个数值的数组  $s(N)$  多次移动所述窗口便可以得到对应的119M+1段第五待分析数据段。

[0123] 步骤S5336, 分别计算出多段所述第五待分析数据段的平均值, 作为第三平均值, 并整合形成第六待分析数据段。为方便描述, 本实施例中, 将所述第六待分析数据段标记为数组  $b(N)$ ,  $N$  为数组的长度。

[0124] 步骤S5337, 根据预设创建规则, 创建与所述第四预设时间长度对应的数据长度相应的数据, 作为第七待分析数据段。为方便描述, 本实施例中, 将所述第七待分析数据段标记为数组  $g(N)$ ,  $N$  为数组的长度。

$$[0125] \quad g(i) = \sum_{i=0}^{L-1} e^{-\left(i-\frac{L}{2}\right)^2}, \quad i \text{ 为数组下标}$$

[0126] 步骤S5338, 对所述第六待分析数据段和所述第七待分析数据段做卷积处理, 获得受检者的心跳波。为方便描述, 本实施例中, 将所述呼吸波标记为数组  $h(N)$ ,  $N$  为数组的长度。

$$[0127] \quad h(i) = \sum_{j=0}^{L-1} b\left(i-\frac{L}{2}+j\right) \cdot g(j) \quad i \text{ 为数组下标}$$

[0128] 步骤S5339, 根据所述心跳波获得受检者的心率值。

[0129] 本实施例中, 可以从所述组  $h(N)$  中截取出1分钟时长对应的数据, 即60M个数值, 标记为心率值计算数据段, 此后, 计算出所述心率值计算数据段中极大值(波峰)的个数, 即为一分钟内的心率值。

[0130] 类似于上述计算原理, 还可以计算出每小时平均心率值、整夜平均心率值、周平均心率值、月平均心率值、年平均心率值等计算结果, 还可以计算每日小时平均心率趋势、每月日平均心率趋势、每年日平均心率趋势、每年月平均心率趋势、各阶段平均心率均方值, 整夜大于100次/分钟或小于60次/分钟的心率, 同时, 可以对上述数据以日、周、月、季、年为周期进行统计, 此外, 还可以根据识别出的心率得出心率变异性 (heart rate variability, HRV)、呼吸率心率比、正常心动周期的标准差 (Standard Deviation Of NN Intervals, SDNN)、短时段平均NN间期的标准差 (The issue of the standard deviation between short-term average nn, SADNN)、相邻NN间期差值的均方根 (aviation of NN intervals, RMSSD)、相邻正常窦性心搏间期差值超过50ms的个数占总窦性心搏数的百分率 (percentage of differences exceeding 50ms between adjacent normal number of intervals, PNN50) 等与心率变化有关的参数, 给出每小时和整夜心率变异性趋势曲线, 为心脏功能判断、睡眠结构图、睡眠报告等提供数据支持。

[0131] 同样,本实施例中,还可以计算心跳、呼吸发生过程相位差,统计小时平均比值、整夜平均比值、周平均比值、月平均比值、年平均比值、每日小时平均比值趋势、每月日平均比值趋势、每年日平均比值趋势、每年月平均比值、各阶段平均比值均方值、各阶段平均统计结果均方值,并给出每月日和年日的趋势曲线图等。从心跳、呼吸发生过程相位差的数据中,对人体的健康、疾病状态进行判别。

[0132] 此外,本实施例中,还可以通过信息熵、近似熵、样本熵、多尺度熵、Renyi熵、符号序列、多尺度符号序列熵等方法,分析心率变异性、呼吸信号、体动信号等,研究受检者的心脏、呼吸系统、睡眠的特征信号,也可以通过长期的检测,识别心脏、呼吸系统、睡眠的生理特征变化情况,预测相关疾病的发生。

[0133] 经分析后得出上述结论后,受检者可在所述电子设备中查看,同时系统可根据结论推送给受检者相应的生活习惯、饮食、运动、养生等健康调控手段和指导建议。

[0134] 综上所述,本发明实施例提供的生理参数监测设备巧妙地将采集设备设置在可容纳人体的载体上,受检者只需位于该载体内,采集设备便可采集能够反应受检者生理参数的体动数据,并传输,与现有技术中通过粘贴或夹子的方式测量生理参数相比,体动数据的采集均在待检测人无负荷的情况下完成,所获得的信息更为可靠,而且实施方便,易于推广应用。

[0135] 进一步地,本发明实施例提供的生理参数监测方法,直接对生理参数监测设备采集的体动数据进行分析,从而获得受检者的生理参数,简单便捷,具有较强的实用性。

[0136] 在本发明的描述中,还需要说明的是,除非另有明确的规定和限定,术语“设置”、“安装”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接。可以是机械连接,也可以是电连接。可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0137] 在本发明的描述中,还需要说明的是,术语“内”和“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,或者是该发明产品使用时惯常摆放的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,术语“第一”、“第二”等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0138] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

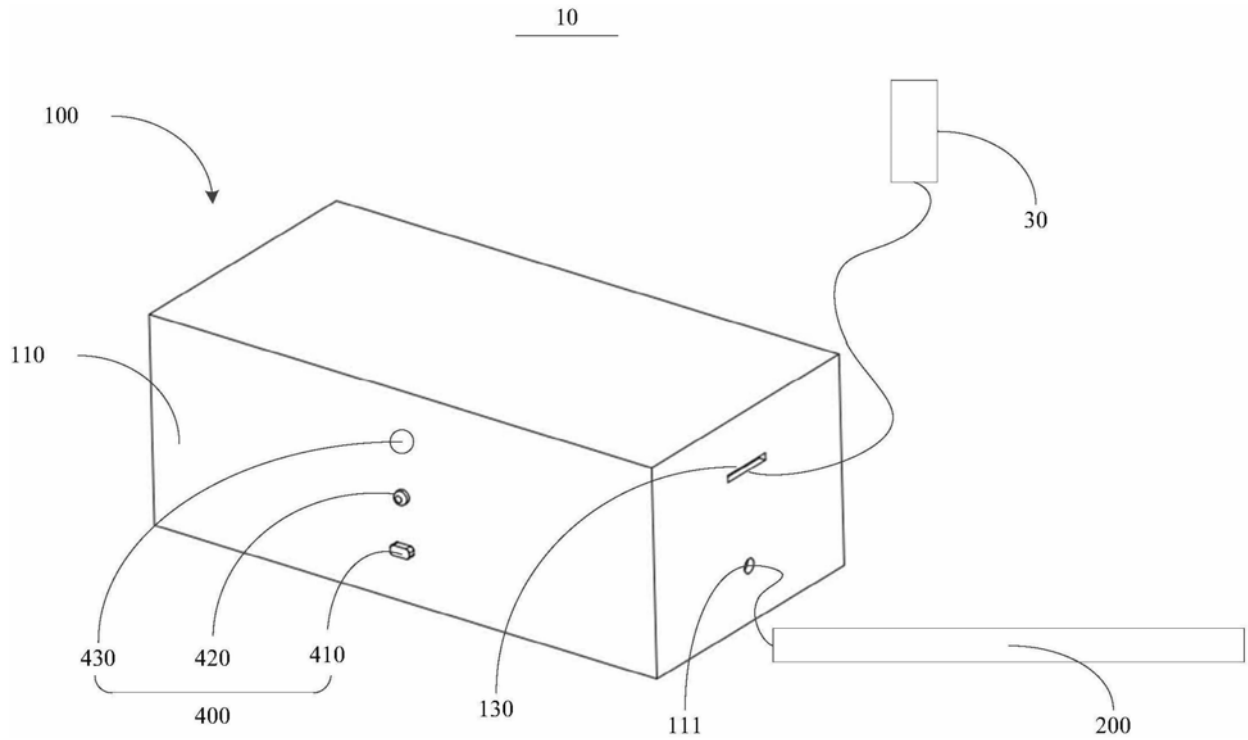


图1

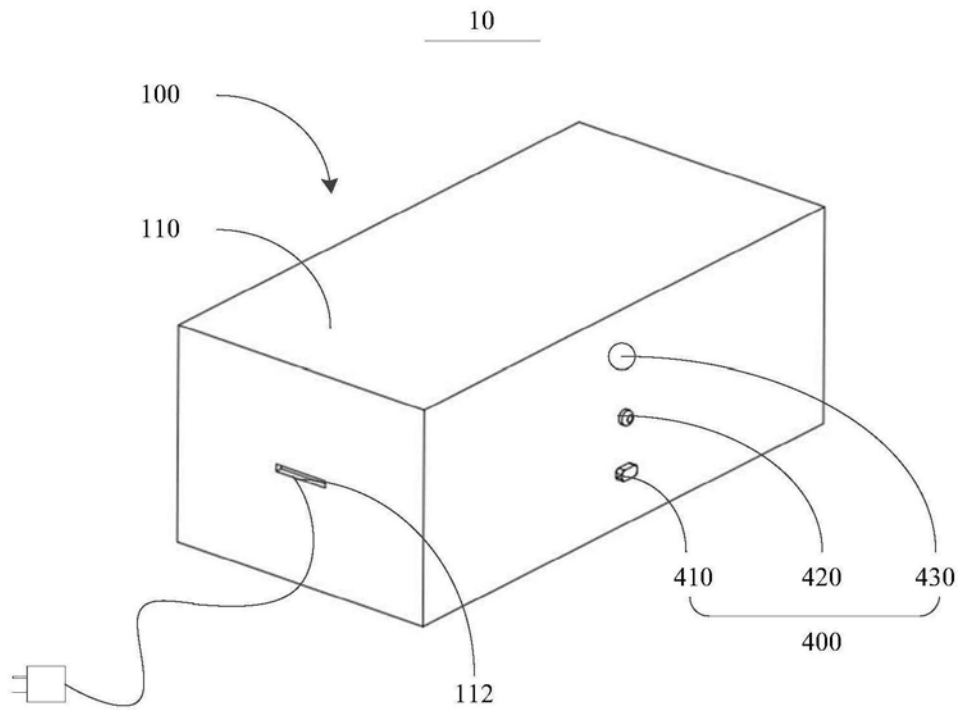


图2

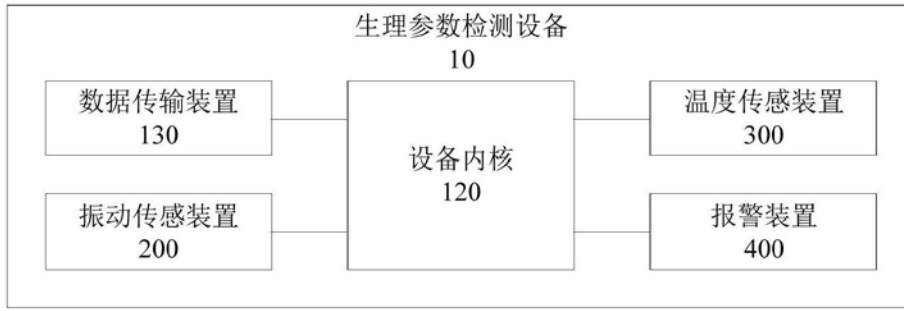


图3

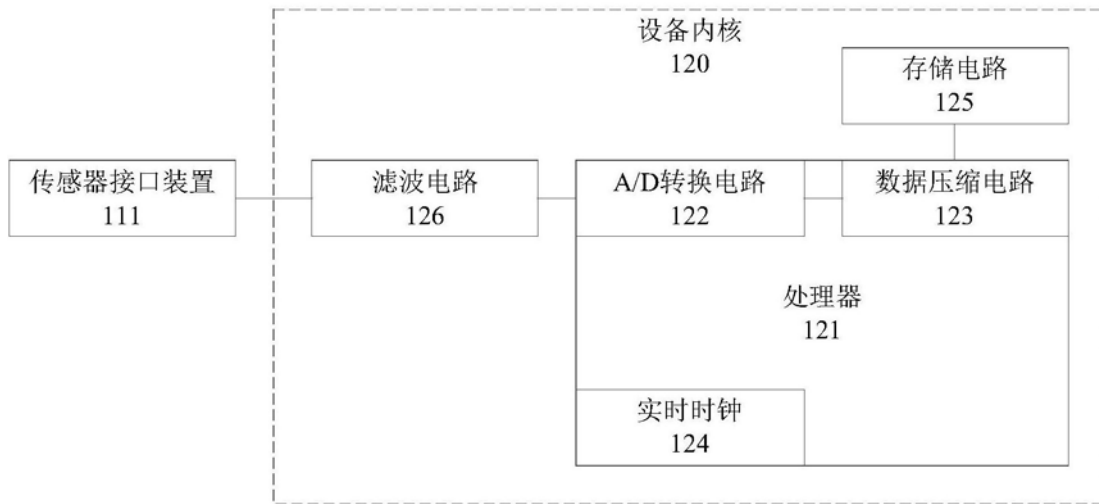


图4

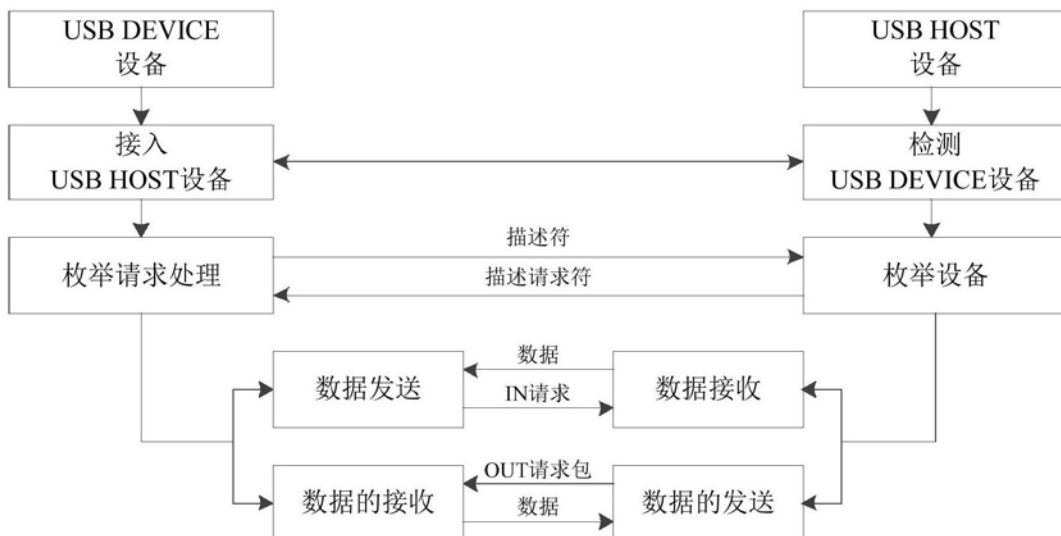


图5

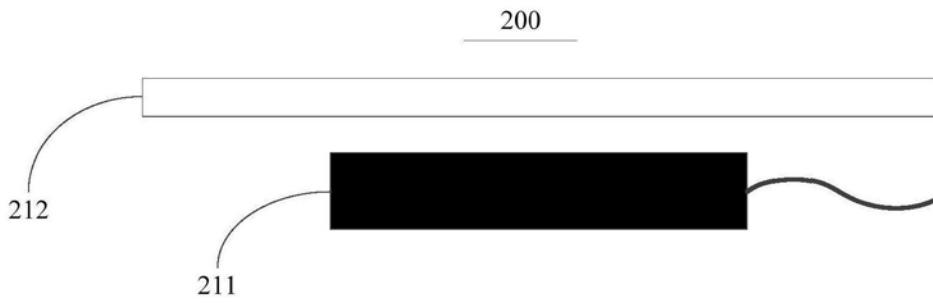


图6



图7

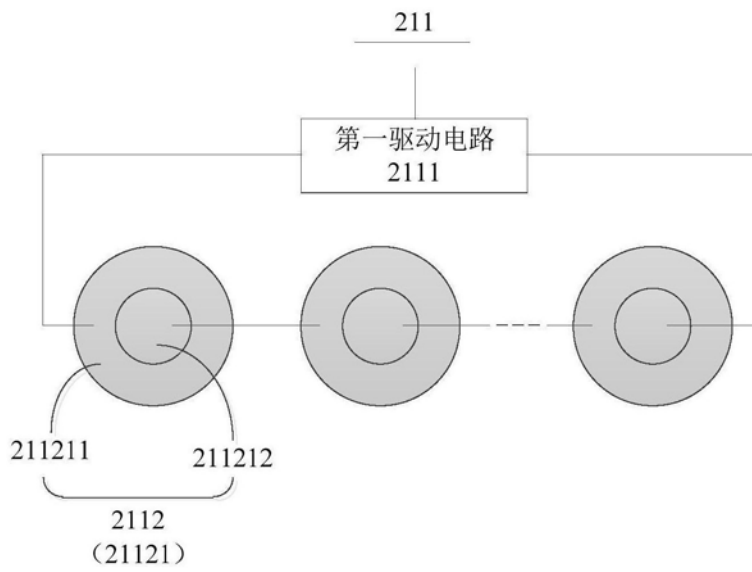


图8

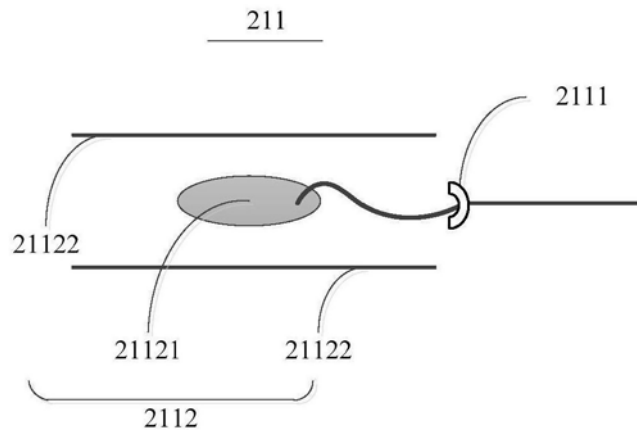


图9

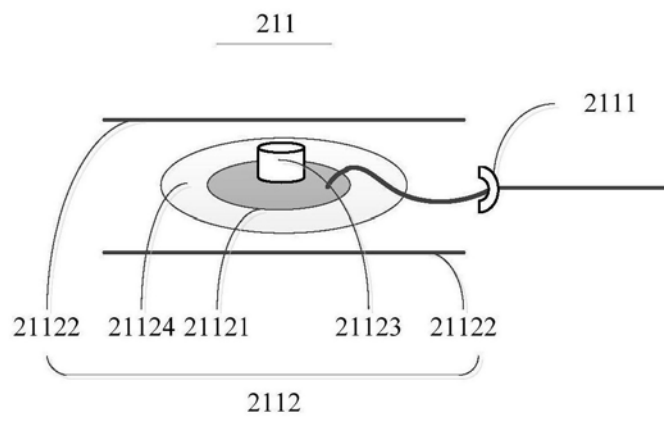


图10

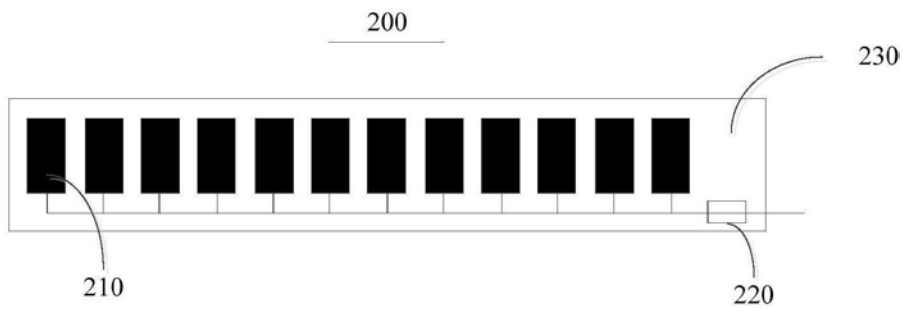


图11

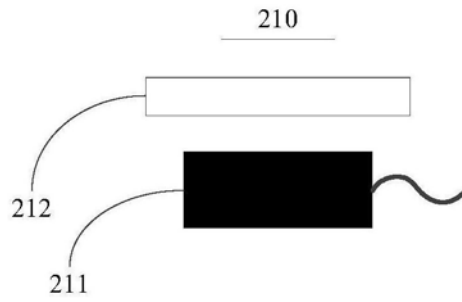


图12



图13

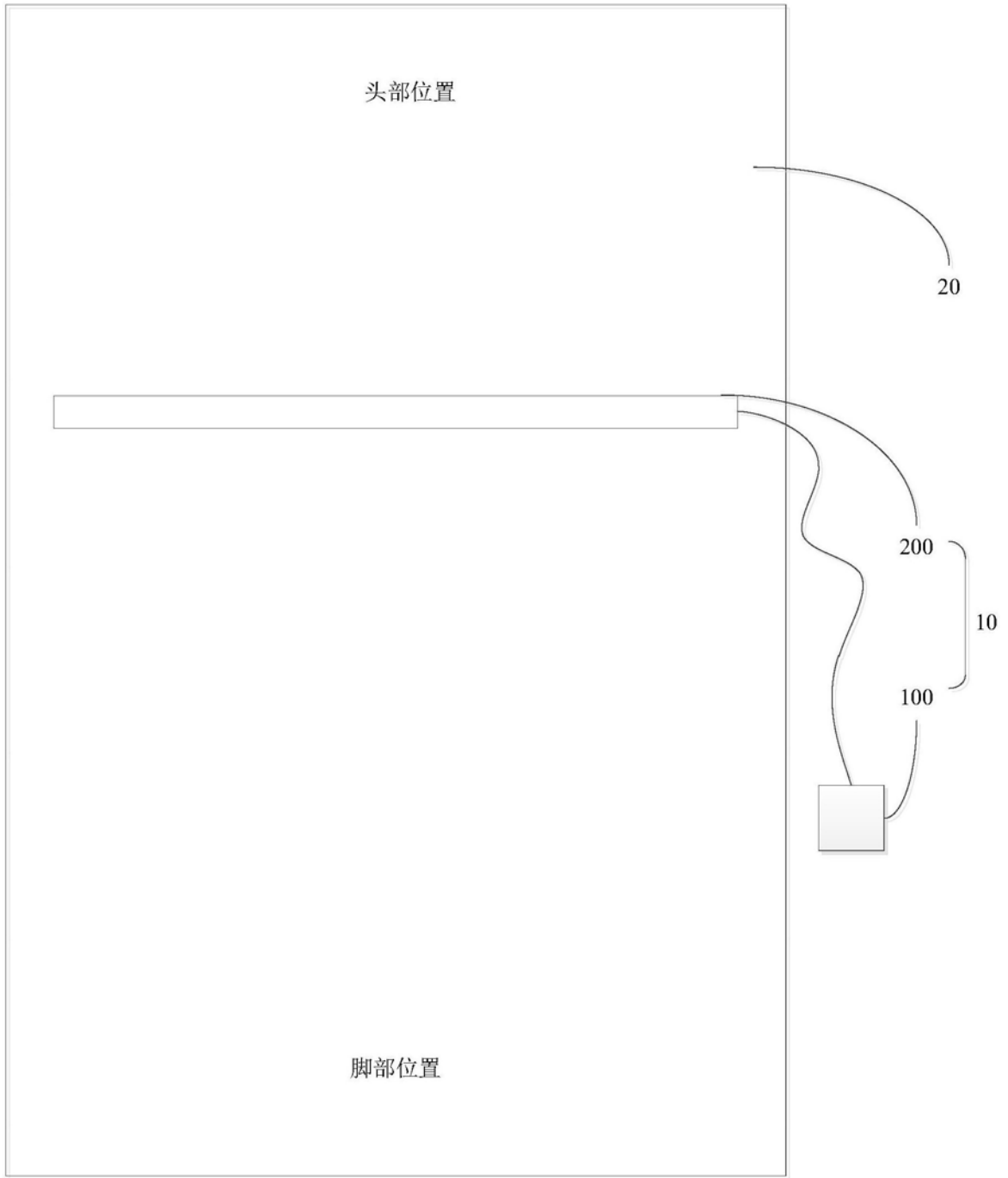


图14

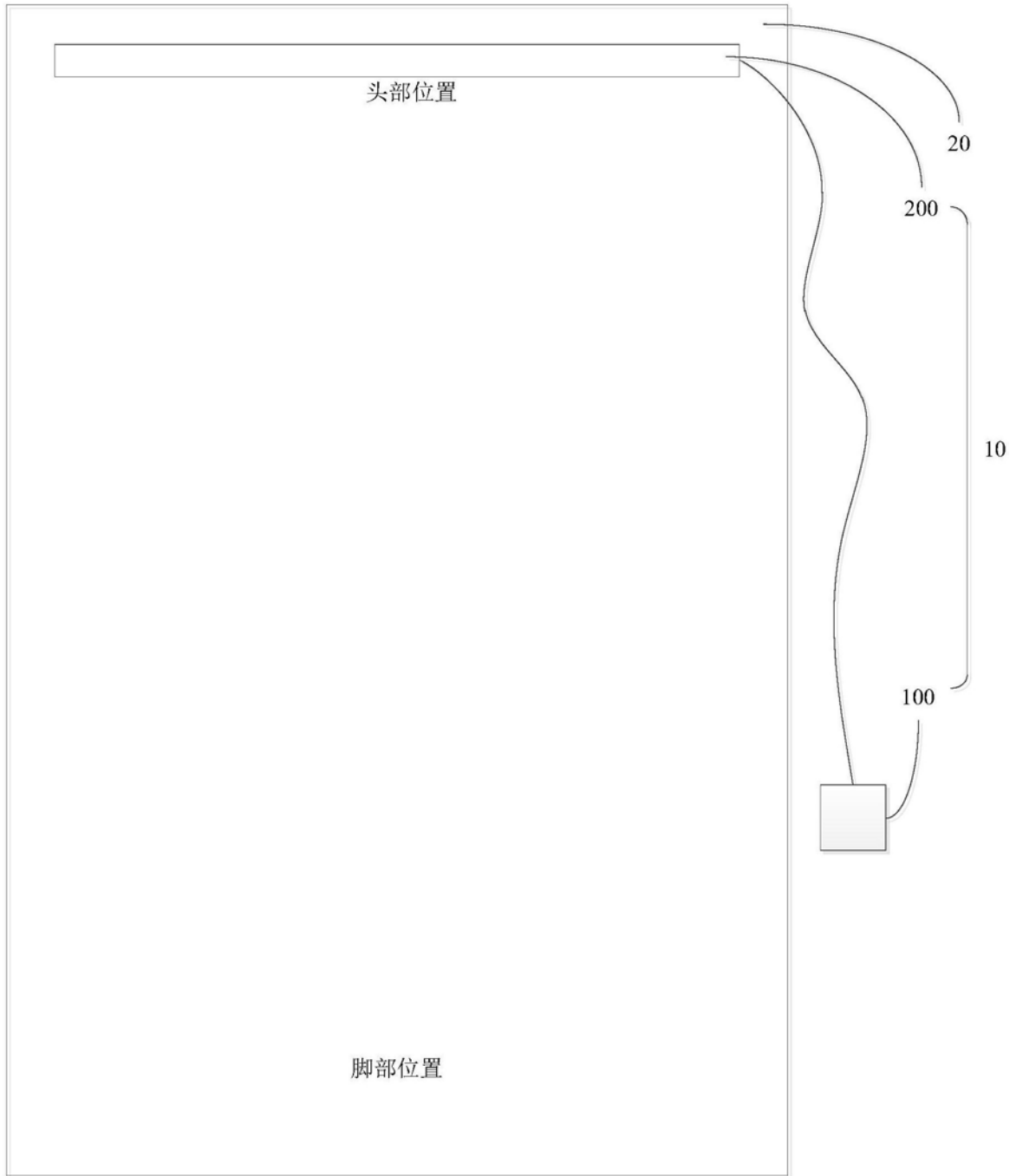


图15

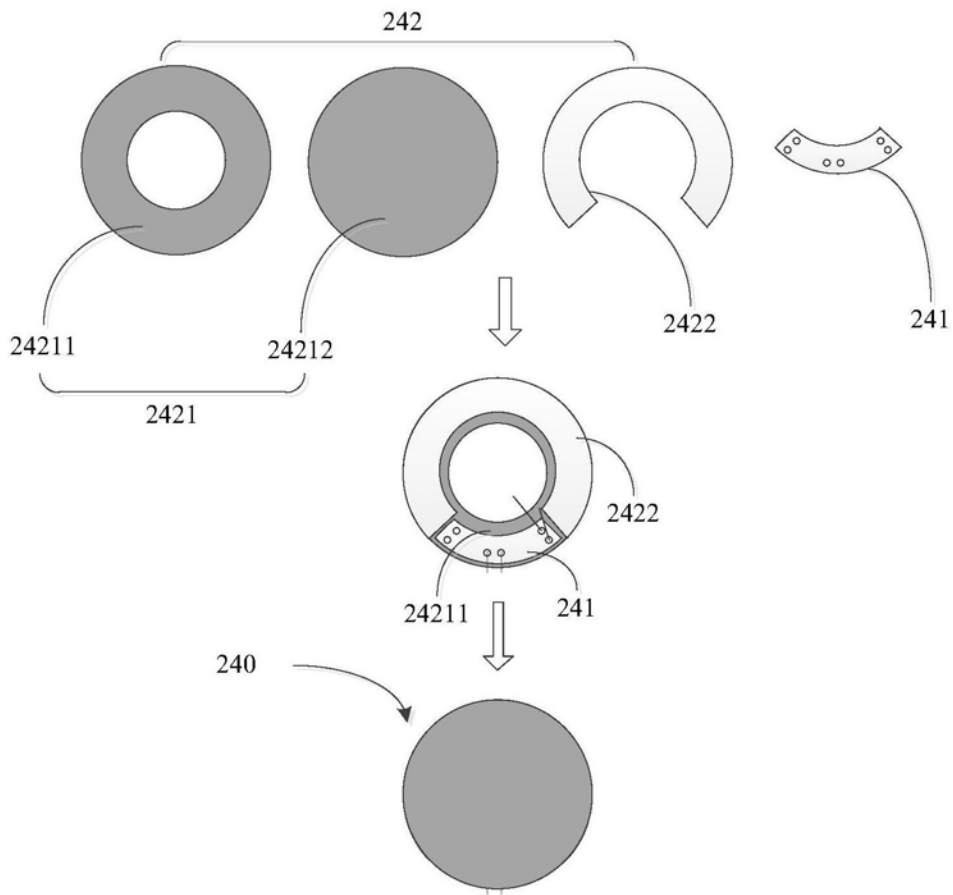


图16

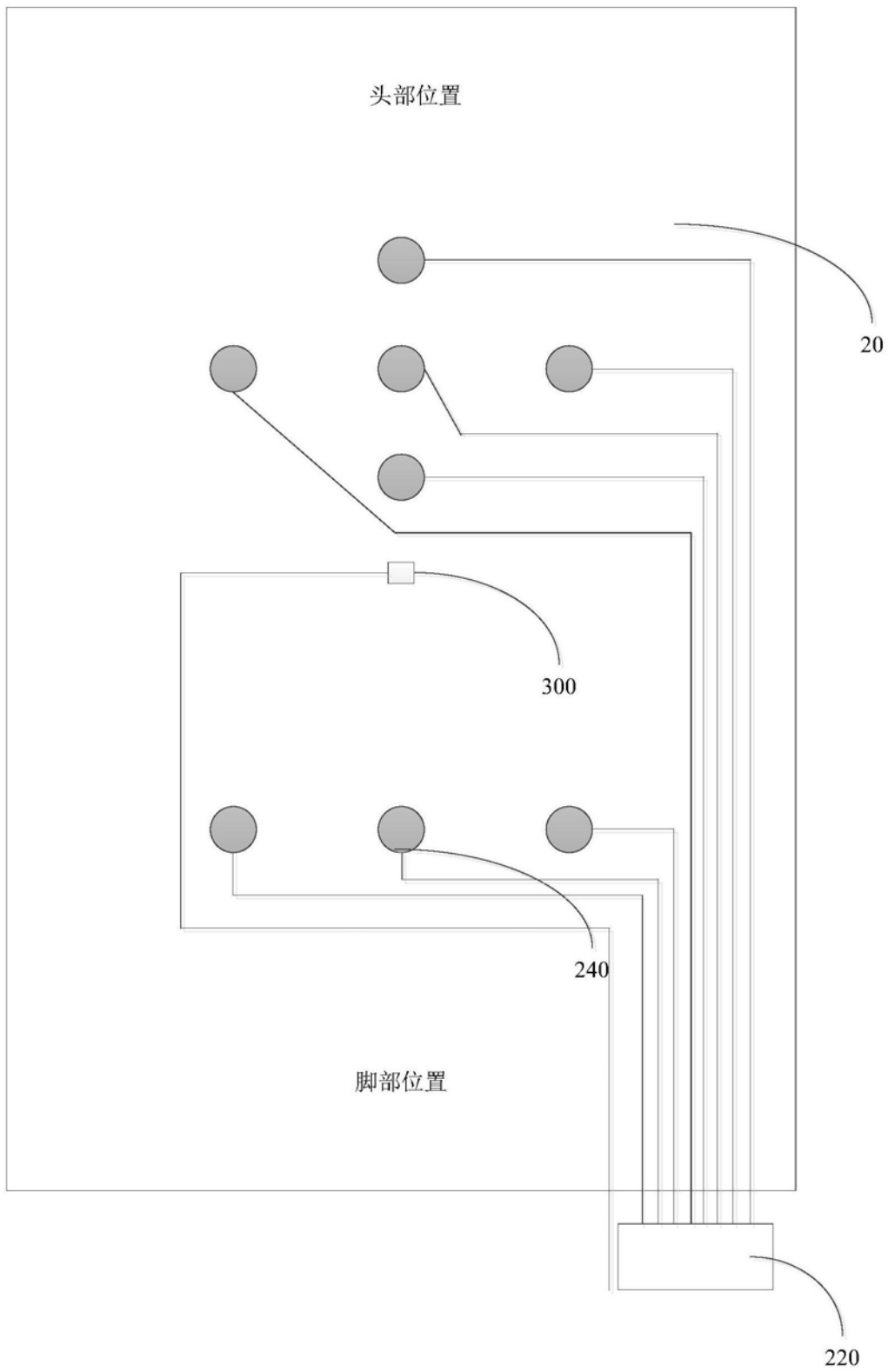


图17

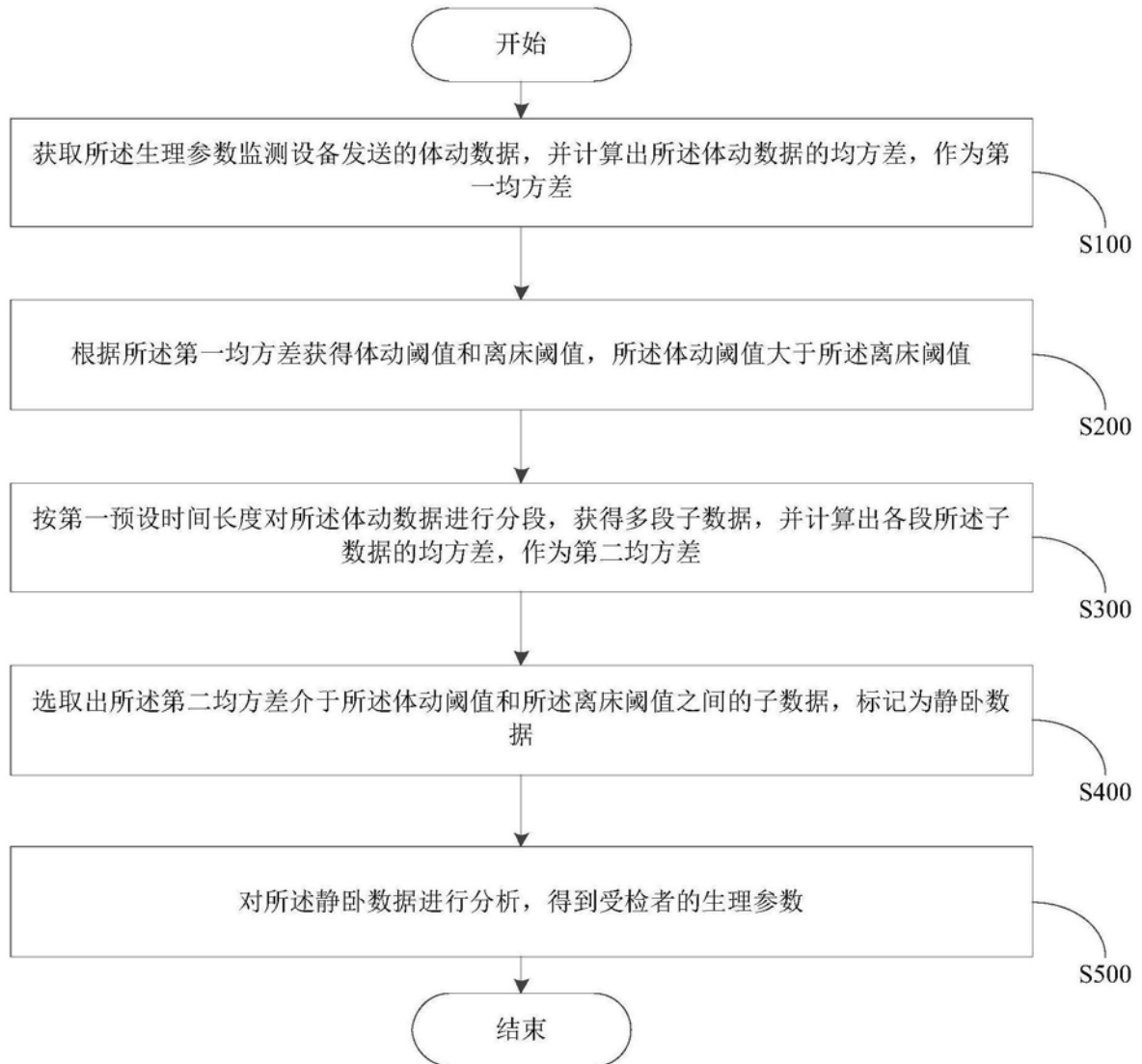


图18

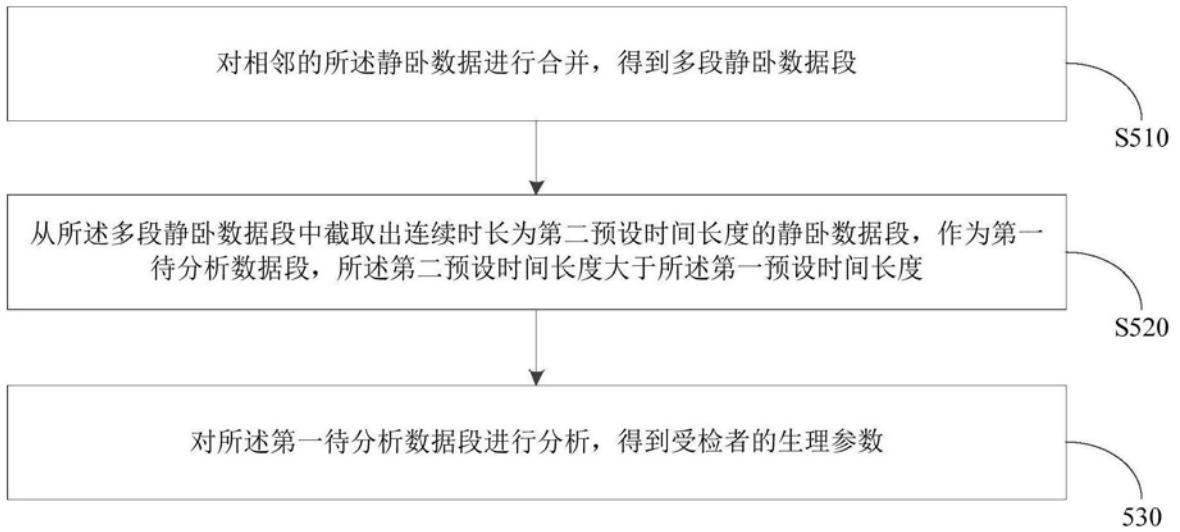


图19

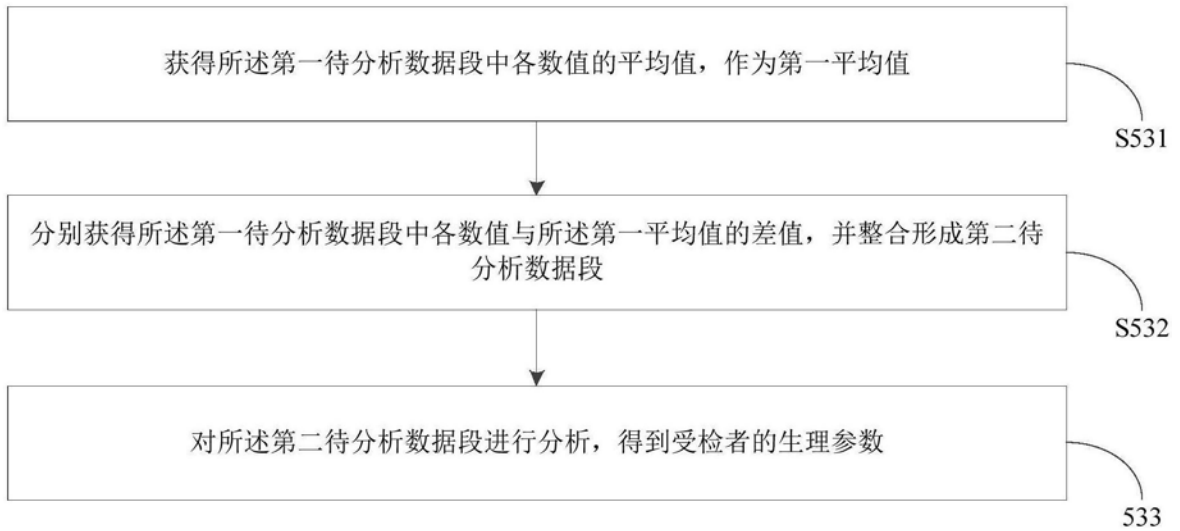


图20

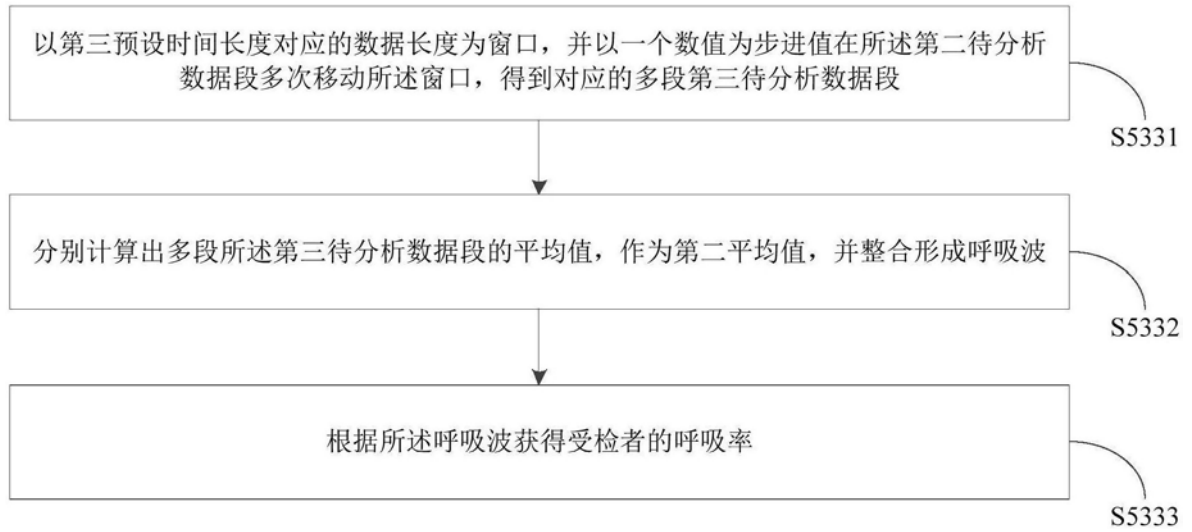


图21

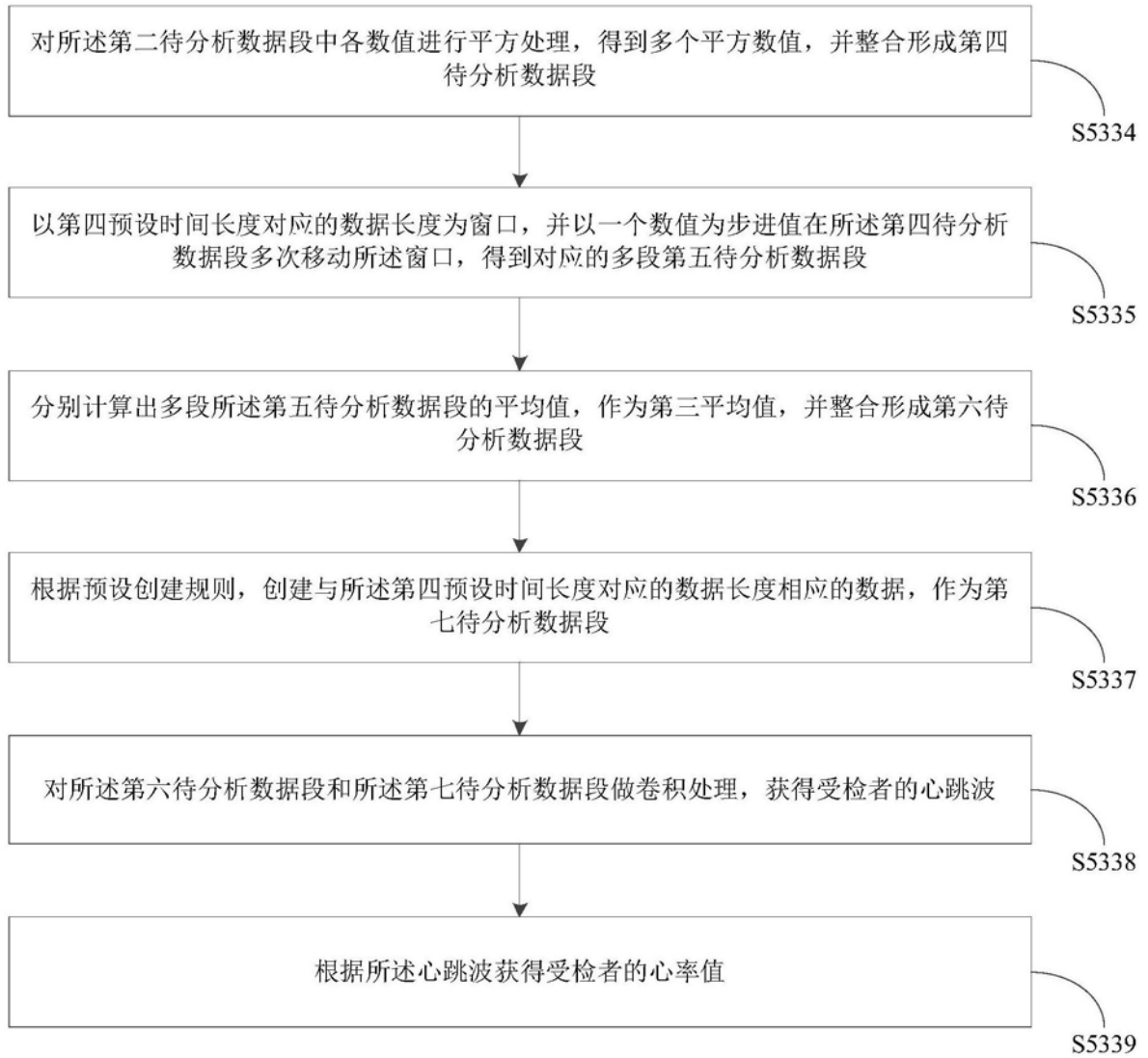


图22

专利名称(译)	生理参数监测设备及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN108523900A</a>	公开(公告)日	2018-09-14
申请号	CN201810403791.0	申请日	2018-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	山东大众益康网络科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	山东大众益康网络科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	山东大众益康网络科技有限公司		
[标]发明人	赵炫 杜磊 王晋平		
发明人	赵炫 杜磊 王晋平		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/00 A61B5/0205		
CPC分类号	A61B5/1118 A61B5/0004 A61B5/0205 A61B5/02405 A61B5/0816 A61B5/4818 A61B5/6887 A61B5/6892 A61B5/7235 A61B5/746		
代理人(译)	王文红		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种生理参数监测设备及方法，所述生理参数监测设备设置于可以容纳人体的载体上，所述生理参数监测设备包括主控盒和振动传感装置，主控盒包括盒体、设置于盒体内部的设备内核，以及与设备内核连接的数据传输装置，振动传感装置与设备内核连接。振动传感装置用于检测受检者的体动数据，并发送给设备内核，设备内核用于对接收到的体动数据进行处理，并在数据传输装置连接有电子设备时，通过数据传输装置将处理后的体动数据发送给电子设备。所述生理参数监测方法应用于电子设备，以根据接收到的体动数据得到受检者的生理参数。所述生理参数监测设备及方法可以便捷、舒适地实现对人体生理参数的监测，具有较强的实用性，易于推广应用。

