



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210144647 U

(45)授权公告日 2020.03.17

(21)申请号 201821926696.0

(22)申请日 2018.11.21

(73)专利权人 江宁

地址 加拿大安大略省

(72)发明人 江宁

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

11227

代理人 高岩 杨林森

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

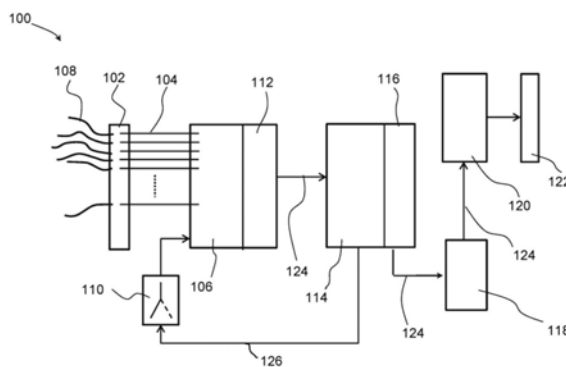
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)实用新型名称

紧凑型移动心电图装置

(57)摘要

本实用新型提供了一种紧凑型移动心电图装置,该心电图装置可供医护专业人员在非诊所位置处收集心电图数据使用。心电图装置可以在心电图模式与肌电图模式之间切换,而无需断开或重新连接任何外部电导联。心电图装置提供可以用于检测电导联与患者皮肤接触不良的信号,并且可以无线地或通过数据连接端口向附近的辅助装置发送信号。



1. 一种紧凑型移动心电图装置,包括:多引脚连接器,具有用于连接到生物电势导联的端子,其特征在于所述紧凑型移动心电图装置还包括:

双模式生物电势放大器,电连接到所述多引脚连接器的所述端子,以放大从所述生物电势导联收集和馈送的信号,

开关,具有心电图位置和肌电图位置,以在所述开关被置于所述心电图位置时将所述双模式生物电势放大器切换到心电图模式,并且当所述开关被置于所述肌电图位置时将所述双模式生物电势放大器切换到肌电图模式,

频率带通滤波器,具有高截止频率和低截止频率,所述频率带通滤波器与所述双模式生物电势放大器串联连接,以将所述信号滤波到由所述截止频率限定的频带中,以及

USB接口,具有USB端口,以向外部装置提供数据输出并且向所述心电图装置提供外部电源。

2. 根据权利要求1所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,所述紧凑型移动心电图装置还包括电隔离器,所述电隔离器被设置在所述USB接口与所述多引脚连接器之间,以在所述生物电势导联与所述USB接口之间提供电隔离。

3. 根据权利要求1所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,所述频率带通滤波器包括具有所述高截止频率的低通滤波器和具有所述低截止频率的高通滤波器,所述低通滤波器和所述高通滤波器相互串联连接。

4. 根据权利要求1所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,所述开关是模拟拨动开关。

5. 根据权利要求1所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,所述紧凑型移动心电图装置还包括:

微控制器,所述微控制器具有控制引脚,所述开关具有控制端子,所述微控制器的所述控制引脚与所述控制端子电连接,

其中,当所述控制引脚被所述微控制器施加第一电压时,所述开关被置于所述心电图位置,并且当所述控制引脚被施加第二电压时,所述开关被置于所述肌电图位置。

6. 根据权利要求5所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,相对于电接地,所述第一电压高于所述第二电压。

7. 根据权利要求6所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,相对于所述电接地,所述第一电压是3.3伏特,并且相对于所述电接地,所述第二电压是0伏特。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,在所述肌电图模式中,公共负线连接所述双模式生物电势放大器的所有负输入,并且所述开关将所述公共负线电连接到所述多引脚连接器的RA端子。

9. 根据权利要求2所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,所述电隔离器由磁隔离器构成。

10. 根据权利要求3至7中任一项所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,所述紧凑型移动心电图装置还包括电隔离器,所述电隔离器被设置在所述USB接口与所述多引脚连接器之间,以在所述生物电势导联与所述USB接口之间提供电隔离。

11. 根据权利要求10所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,在所述肌电图模式中,公共负线连接所述双模式生物电势放大器的所有负输入,并且所述开关将所述公共负

线电连接到所述多引脚连接器的RA端子。

12. 根据权利要求11所述的紧凑型移动心电图装置,其特征在于,所述电隔离器由磁隔离器构成。

紧凑型移动心电图装置

技术领域

[0001] 本实用新型总体涉及医疗装置领域。特别地,本实用新型涉及紧凑型移动心电图(ECG)装置,该装置可供医护专业人员在非诊所位置处收集ECG数据使用。

背景技术

[0002] 对于老龄化人群,前往本地诊所可能具有挑战性。医护服务提供商一直在寻求下述解决方案:某些服务(例如健康数据收集)可以由移动工作人员提供,而不是要求患者前往,并且在一些情况下,将其输送到实验室设施。典型的服务之一是从通常在偏远非诊所场地如敬老院的老年患者或其他行动不便的患者获得心电图(ECG)测量。然而,经验表明,目前大多数ECG设备的配备不足以支持这些新兴的移动模型。典型的移动ECG设备在非临床环境中使用很麻烦(重型手提箱尺寸,带有连接盒和电源,要通过汽车运输和牵引)。这种设备的纸质输出需要通常手动地数字化,以支持后续作出决策和保存记录,这可能是劳动强度高并且容易出错的。

[0003] 因此,需要一种节省成本且紧凑的移动ECG解决方案。已经存在解决这种市场需求的努力。例如,一种已知的解决方案是将2导联(加接地)移动ECG装置附接至智能电话,该智能电话也可以具有微型ECG放大器。智能电话还可以用于数据显示和传输。具有这些设计特征的系统通常是用于个人锻炼和健身追踪目的。它们通常不适用于医学实验室,医学实验室将ECG数据用于临床诊断目的,并且通常需要临床级12导联ECG系统。

[0004] 还有移动临床级ECG装置。它们可以与诸如专用膝上型计算机系统的专用计算机系统集成在一起并且需要该专用计算机系统,以显示、存储和传输ECG数据。这些系统通常体积庞大、不便于用户使用,并且往往与长期维护成本相关联。来自这些系统的数据也往往难以使用第三方实验室系统或电子病历来整合。这些装置通常被设计成用于传统的临床环境,并且在非临床环境中不能很好地工作。例如,这些装置往往不太适于在数据收集过程中滤除或检测伪像,导致数据收集不佳。

[0005] 前述内容为提供能够提供临床级数据并且适用于非临床环境的紧凑型ECG装置带来了挑战和约束。因此,与现有技术相比,需要紧凑型ECG装置。本实用新型的目的是减轻或消除上述缺点中的至少一个。

实用新型内容

[0006] 本实用新型涉及一种紧凑型移动心电图(ECG)装置,该装置可供医护专业人员在非诊所位置处收集ECG数据。

[0007] 在本实用新型的一个方面中,提供了一种紧凑型移动ECG装置。该紧凑型移动ECG装置具有:多引脚连接器,其具有用于连接到生物电势导联的端子;双模式生物电势放大器,其电连接到多引脚连接器的端子,以放大从生物电势导联收集和馈送的信号;开关,其具有ECG位置和EMG位置,以下开关被置于ECG位置时将双模式生物电势放大器切换到ECG模式,并且当开关被置于EMG位置时将双模式生物电势放大器切换到EMG模式;频率带通滤波

器,其具有高截止频率和低截止频率,该频率带通滤波器与双模式生物电势放大器串联连接,以将信号滤波到由截止频率限定的、通常在截止频率之间的频带中;以及USB接口,其具有USB端口,以向外部装置提供数据输出并且向ECG装置提供外部电源。

[0008] 紧凑型移动ECG装置可以包括电隔离器,该电隔离器被设置在USB接口与多引脚连接器之间,以在生物电势导联与USB接口之间提供电隔离。此外,频率带通滤波器可以包括具有高截止频率的低通滤波器和具有低截止频率的高通滤波器,低通滤波器和高通滤波器相互串联连接。开关可以是模拟拨动开关。

[0009] 紧凑型移动ECG装置还可以包括微控制器。该微控制器具有控制引脚,开关具有控制端子,微控制器的控制引脚与控制端子电连接。当控制引脚被微控制器施加第一电压时,开关被置于ECG位置,并且当控制引脚被施加第二电压时,开关被置于EMG位置。

[0010] 可选地,在EMG模式中,公共负线连接双模式生物电势放大器的所有负输入,并且开关将公共负线电连接到多引脚连接器的RA端子。

[0011] 在其他方面中,本实用新型提供了上述方面的各种组合和子集。

附图说明

[0012] 出于描述而不是限制的目的,参照附图更详细地说明本实用新型的前述和其他方面,在附图中:

[0013] 图1是示出根据本实用新型的一个示例的紧凑型移动ECG装置的构造的框图;

[0014] 图2是选择成在ECG模式下操作的图1所示的ECG装置的框图;

[0015] 图3是选择成在EMG模式下操作的图1所示的ECG装置的框图;

[0016] 图4是示出多引脚连接器的端子与双模式生物电势放大器以及在两种模式之间切换生物电势放大器的拨动开关之间的连接的局部电气图;

[0017] 图5是示出微控制器与在两种模式之间切换双模式生物电势放大器的拨动开关之间的数据连接的局部电气图;

[0018] 图6是示出ECG装置的微控制器与隔离器之间的数据连接以及隔离器与USB接口之间的数据连接的局部电气图;以及

[0019] 图7是示出来自USB端口的、用于提供数据连接和外部电源的数据和电连接的局部电气图。

具体实施方式

[0020] 通过说明本实用新型的原理的特定实施方式的一个或更多个示例,来提供以下描述和本文所描述的实施方式。提供这些示例是出于说明的目的,而非限制这些原理和本实用新型。在下面的描述中,遍及说明书和附图,相同的部件分别采用相同的附图标记来标识。

[0021] 作为一般概述,图1以框图示出了根据本实用新型的一个示例的紧凑型移动ECG装置100的构造。图1中示出的ECG装置100的示例具有:多引脚连接器102如30引脚连接器,其具有连接到双模式生物电势放大器106的电连接104,该双模式生物电势放大器106放大从连接到多引脚连接器102的生物电势导联108收集和馈送的信号;开关110如拨动开关,用于在两种模式之间切换双模式生物电势放大器106;低通滤波器112,其可以与双模式生物电

势放大器106集成在一起;微控制器114,其除了其他功能之外,在电连接到开关110的引脚处提供控制信号以选择双模式生物电势放大器106的操作模式;高通滤波器116,其可以与微控制器114集成在一起;可选的隔离器118,其在从高通滤波器和低通滤波器输出的信号与USB接口120之间,USB接口120又连接到USB端口122。USB端口122提供用于连接到外部装置的数据输出端子并且还连接至外部电源以激励ECG装置。低通滤波器112和高通滤波器116一起形成带通滤波器,以对来自双模式生物电势放大器106的输出信号进行滤波,以提取在低通滤波器与高通滤波器的截止频率之间的频带内的输出信号。数据连接124利于低通滤波器112与高通滤波器116之间、高通滤波器116与隔离器118之间、隔离器118与USB接口120之间以及USB接口120与USB端口122之间的数据通信。微控制器114通过控制信号或者通过在控制信号线126处施加不同的电压来控制开关110,该控制信号线126连接微控制器114的控制引脚和开关110。以下更详细地描述这些中的每一个。

[0022] 多引脚连接器102用于连接生物电势导联108。每个生物电势导联108连接到电极,该电极要附着到患者的皮肤上以进行信号测量和收集。对于12导联ECG装置,标准做法是仅使用十(10)个物理导联。这十个物理导联包括三个肢体导联:左臂(LA)、右臂(RA)、左腿(LL);六个心前导联或胸部导联,命名为V1、V2、V3、V4、V5和V6;以及最后一个参考导联RL,用于连接至放置在右腿上的电极。来自三个肢体导联和六个心前导联的信号被分组为8个通道,每个通道的信号是来自RA的信号与来自其他八个导联中的一个的信号之间的差。

[0023] 这在图2和图3中进一步说明。图2是选择成在ECG模式下操作的ECG装置100的框图,并且图3是选择成在EMG模式下操作的ECG装置100的框图。图2和图3基本相同。图2和图3的差异在于导联108如何连接到生物电势放大器106。通过将来自这十个导联的信号不同地连接到生物电势放大器106,ECG装置100可以用作12导联ECG放大器或用作肌电图(EMG)放大器。这将在下面进一步描述。

[0024] 参照图2,当用作ECG放大器时,第一两个通道CH1和CH2使RA电极202作为共同负输入,并且分别使LA和LL作为正输入,即CH1和CH2是LA-RA和LL-RA。利用威尔逊中心端(WCT)输出或WCT线204馈送最后6个通道的负输入。对应通道的输出产生6个心前导联。换句话说,六个通道即CH3、CH4、CH5、CH6、CH7和CH8分别由V1至V6中的每一个与WCT之间的差形成。线缆或导联标签、通道和输出之间的对应关系如下表1所示。

[0025]

| 线缆标签 | 连接 | 通道 | 输出 | 导联 |
|------|------------------|-----|----------|----|
| LA | Ch1 正输入 | CH1 | LA - RA | I |
| LL | Ch2 正输入 | CH2 | LL - RA | II |
| V1 | Ch3 正输入 | CH3 | V1 - WCT | V1 |
| V2 | Ch4 正输入 | CH4 | V2 - WCT | V2 |
| V3 | Ch5 正输入 | CH5 | V3 - WCT | V3 |
| V4 | Ch6 正输入 | CH6 | V4 - WCT | V4 |
| V5 | Ch7 正输入 | CH7 | V5 - WCT | V5 |
| V6 | Ch8 正输入 | CH8 | V6 - WCT | V6 |
| RA | Ch1 负输入和 Ch2 负输入 | - | | |
| RL | DRL 输出 | - | | |

[0026] 表1. 当处于ECG模式时, 标签、通道和输出之间的对应关系

[0027] 当用作EMG放大器时, ECG装置100可以获取8个单极或差分信号。所有通道的负输入连在一起并且连接到单极参考电极RA202。每个正输入连接到不同电极或导联108。具有这种配置的每个通道的输出是由一个电极检测到的信号与参考之间的差: 单极信号。微控制器通过逐样本地将连续通道的输出相减来计算差分信号。例如, 如图3所示, 在EMG模式中, 第一通道CH1是差LA-RA; 第二通道CH2是差LL-RA; 第三通道CH3是差V1-RA, 以此类推。

[0028] 线缆/导联标签、通道和输出之间的对应关系如下表2所示。

| 线缆标签 | 连接 | 通道 | 单极输出 | 差分输出 |
|----------|-------------|-----|-----------|-----------|
| LA (E11) | Ch1 正输入 | CH1 | E11 - REF | E11 - E12 |
| LL (E11) | Ch2 正输入 | CH2 | E12 - REF | E12 - E13 |
| V1 (E11) | Ch3 正输入 | CH3 | E13 - REF | E13 - E14 |
| V2 (E11) | Ch4 正输入 | CH4 | E14 - REF | E14 - E15 |
| V3 (E11) | Ch5 正输入 | CH5 | E15 - REF | E15 - E16 |
| V4 (E11) | Ch6 正输入 | CH6 | E16 - REF | E16 - E17 |
| V5 (E11) | Ch7 正输入 | CH7 | E17 - REF | E17 - E18 |
| V6 (E11) | Ch8 正输入 | CH8 | E18 - REF | E18 - E11 |
| RA (REF) | 所有通道 负输入 | - | | |
| RL (DRL) | DRL 输出 | - | | |

[0029] 表2. 当处于EMG模式时, 线缆、通道和输出之间的对应关系

[0030] 无论是处于ECG模式还是EMG模式, 来自八个通道CH1、CH2、CH3、CH4、CH5、CH6、CH7和CH8中的每一个的信号都由生物电势放大器106放大, 并且在输出到外部装置之前进一步滤波并通过隔离器。如图2和图3所示, ECG装置100包括: 低通滤波器112, 低通滤波器112与高通滤波器116进行数据通信(由箭头124表示的数据通信); 以及隔离器118, 隔离器118与高通滤波器116进行数据通信。来自隔离器118的数据信号被发送到USB接口120。

[0031] 双模式生物电势放大器106以及多引脚连接器102处的导联108与双模式生物电势放大器106的电连接104的具体实现方式在图4中示出并且在下面进一步描述。参照图4, 双模式生物电势放大器106使用来自德州仪器的(称为ADS1298IPAG处理器)用于生物电信号的8通道模拟前端来实现。ADS1298处理器具有输入引脚IN1P(引脚16)、IN2P(引脚15)、IN3P(引脚12)、...IN8P(引脚2)。这八个引脚通过作为调节低通滤波器的RC电路例如R5-C13, 连接到30引脚连接器102的对应端子。例如, 引脚IN1P通过低通滤波器R5-C13连接到导联LA(端子3), 引脚IN2P通过低通滤波器R7-C23连接到导联LL(端子4), 引脚IN3P通过低通滤波器R9-C25连接到导联V1(端子5), 以此类推。引脚64用于连接到WCT线204, WCT线204通过将输入引脚IN1P(引脚16)、IN2P(引脚15)、IN3P(引脚12)、...IN8P(引脚2)的负电线或返回电线连接在一起来提供公共参考。为了将双模式生物电势放大器106置于EMG模式, 导联RA 202连接到将负输入引脚连接在一起的公共负线206, 从而使通道CH1、CH2等的信号成为导联RA与如前所述的其他八个剩余物理导联中的每一个之间的差。

[0032] 可以使用可从德州仪器购买的TS5A3159或者任何其他合适的模拟拨动开关来实现的诸如模拟拨动开关U1的拨动开关110, 用于在双模式生物电势放大器106的引脚64或

WCT引脚204与导联RA202之间切换公共负线206。开关U1的拨动由施加在开关U1的控制端子(即其引脚6)然后通过控制信号线126电施加到开关110的电信号 $\overline{\text{EMG/ECG}}$ 来电控制。在图4的示例中,开关U1被置于ECG位置,即公共负线206连接到WCT引脚204,这是由于U1的引脚6处的电压相对于电接地TS5A3159处于0V。当U1的引脚6处的电压相对于电接地处于较高电平(例如+3.3V)时,开关U1被置于EMG位置,即公共负线206连接到导联RA 202。

[0034] 双模式生物电势放大器106和开关110由微控制器114或微控制器U6通过SPI总线来控制,微控制器U6可以是来自ST半导体的32位微控制器STM32F030CC,如图4和图5中的局部电气示意图中进一步说明的。通过在开关U1的引脚6处施加不同的电压来在其ECG位置与其EMG位置之间拨动开关110(即开关U1),该电压是由微控制器114或微控制器U6在其引脚25处提供的(参见图5)。当然,微控制器U6响应于经由USB接口接收的如由用户输入或请求的命令,在其引脚25处提供不同的电压。方便地,存储器STM32F030CC的内部存储器缓存还提供存储缓冲区,用于存储在通过数据链路(由诸如USB端口122的有线连接或者诸如无线收发器的无线连接来提供)传输到外部装置之前的所收集的数据。

[0035] 在同一装置内在ECG模式与EMG模式之间进行切换而无需重新连接导联的能力提供了一定的优势。例如,已知ECG信号可能被来自不同来源的噪声和干扰所污染。这样的来源中一个来源是肌肉震颤。因为由于肌肉震颤引起的信号(EMG信号)通常落在与有用的ECG信号相同的频率范围内,所以难以通过滤波消除由于EMG信号引起的噪声。利用双模式生物电势放大器106,可以单独测量EMG信号。这使得能够通过在现场收集后处理、实时噪声消除或者在现场外收集后处理中减去单独测量的EMG信号,消除污染的ECG信号中的由于EMG信号引起的噪声。

[0036] 再次参照图2和图3。无论是处于ECG模式还是处于EMG模式,由生物电势放大器106放大的信号被例如由低通滤波器112和高通滤波器116串联连接构成的具有高截止频率和低截止频率的频率带通滤波器所滤波,以在由截止频率限定的并且通常在截止频率之间的频带内提取信号。可以由单独的低通滤波器和高通滤波器来执行滤波。高通滤波器和低通滤波器也可以与生物电势放大器106和微控制器114集成在一起。例如,可以在ADS1298内部利用约为采样频率的1/4的转折频率执行低通信号滤波(更多细节可以从能够从德州仪器购买的ADS1298的数据表获得)。

[0037] 应当注意,虽然图2和图3示出了信号通过低通滤波器112并且然后通过高通滤波器116,但这些滤波器不需要按此顺序排列。特别地,信号可以首先通过高通滤波器并且然后通过低通滤波器。滤波器和生物电势放大器106串联连接通常就足够了。高通滤波器的目的是消除EMG/ECG信号中的低频伪像。通常,这种低频伪像在0至50HZ的范围内,并且通过低通滤波器来消除。低通滤波器是用于消除来自EMG/ECG信号中的高频噪声。通常,这种高频噪声在100至150HZ的范围内。因此,在由一起形成频率带通滤波器的低通滤波器/高通滤波器对112、116对原始EMG/ECG信号进行滤波之后,期望的EMG/ECG信号通常将在50HZ至100HZ或50HZ至150HZ的范围内。

[0038] 可选地并且为了提高安全性,滤波的信号被传递到电隔离器118,而不是直接输出到USB端口。电隔离器可以由磁隔离器例如可从Analog Device购得的ADUM5402 Quad-channel隔离器构成。隔离器118提供患者与外部电源之间的电隔离,外部电源可以通过USB端口传输并且具有潜在的不安全的高电流。实现时,电隔离器在频率带通滤波器与USB

端口之间提供电隔离,但是电隔离器可以连接在多引脚连接器102与USB接口120之间的任何合适的位置,以在生物电势导联108与连接到USB端口120的任何外部电源之间提供期望的电隔离。图6示出了具体实现的示例。在该示例中,在微控制器114即STM32F030CC的引脚30、31、32、33处提供的信号输出即滤波的信号通过数据连接124被发送到隔离器118——或者特别地被发送到隔离器U2或ADUM5402的引脚11至引脚14 (VID、VIC、VOB和VOA),该隔离器U2或ADUM5402在其引脚3至引脚6 (VIA、VIB、VOC和VOD) 处发送其输出。

[0039] 隔离器118或芯片U2的输出通过数据连接124被发送到USB接口120或芯片U3,该USB接口120或芯片U3可以使用可从Future Technology Devices购买的诸如FT232RL的USB到串行UART接口芯片来实现,如图6所示。USB接口120在隔离器118 (即该示例中的芯片U2) 与USB端口122 (未在图6中示出,但参见图7) 之间提供桥接,用于ECG装置100与外部装置 (例如平板电脑、PC等) 之间的数据传输。替选地或者附加地,隔离器118或芯片U2还可以连接到无线信号收发器 (未示出) 并且与无线信号收发器进行数据通信。收发器可以是蓝牙收发器、WiFi收发器、无线电收发器等。收发器在ECG装置100与外部装置 (例如平板电脑、PC等) 之间提供单向或双向数据通信。从隔离器118发送到收发器的信号可以无线地传输到外部装置 (例如平板电脑、PC等)。

[0040] 现在参照图7。USB端口的数据端子例如引脚2和引脚3通过数据连接124连接到USB接口120的引脚15和引脚16,数据连接124可以为数据总线等形式。这使得数据信号能够从USB接口120发送到外部装置。方便地,USB端口还提供外部供电源,使得ECG装置100可以由外部电源而不是由内部电池供电,以减小ECG装置的整体物理尺寸。现在参照图7。USB端口122的引脚1提供外部电压VUSB。该外部电压或者直接施加到部件上,或者在转换成不同的电压 (例如3V或VAA) 后施加。通过USB端口122提供电力有助于减小ECG装置100的整体尺寸,因为它不需要提供通常相对较大的用于安装一个或更多个电池的空间。

[0041] 现在已经详细描述了本实用新型的各个实施方式。本领域技术人员将理解,在不脱离由所附权利要求书限定的本实用新型的范围的情况下,可以对实施方式多种修改、调整 and 变化。权利要求书的范围应当被给予与整个描述一致的最广义的解释,而不应限于在其示例或其详细描述中阐述的这些实施方式。

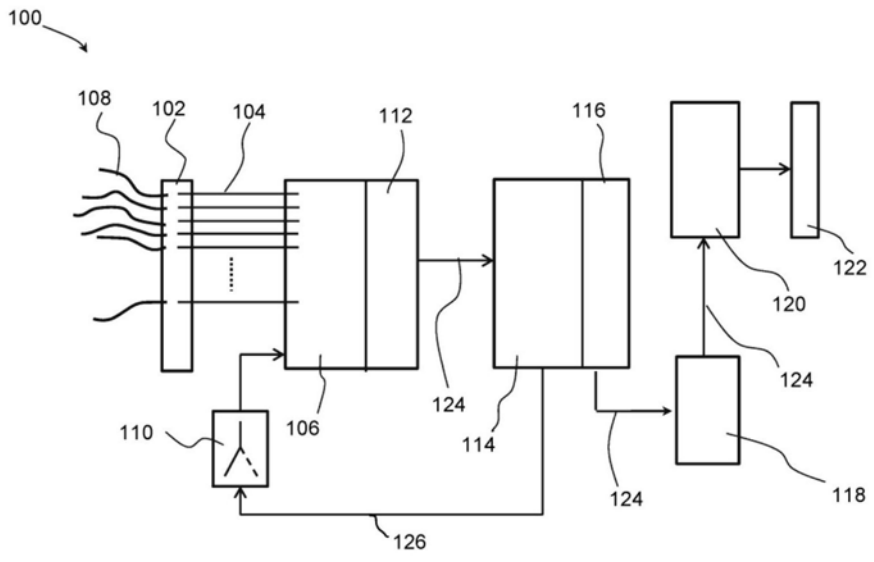


图1

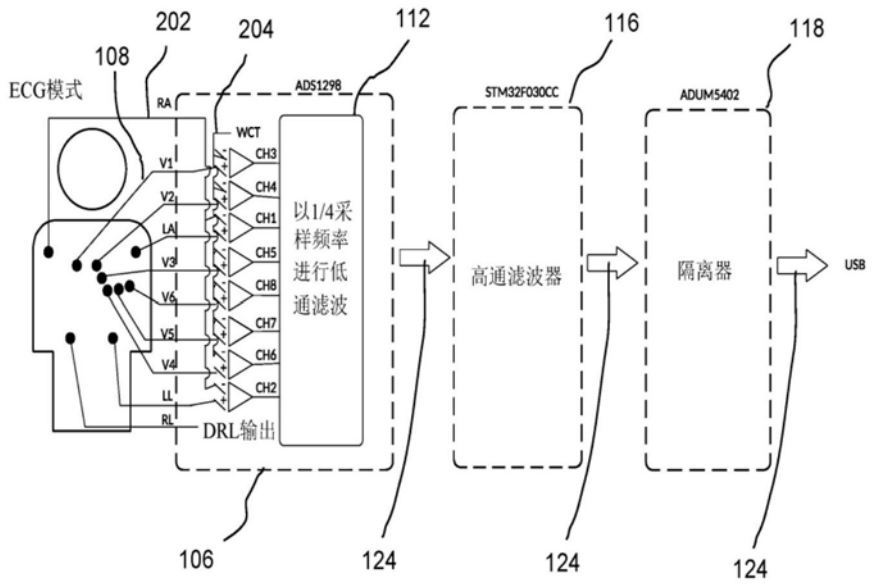


图2

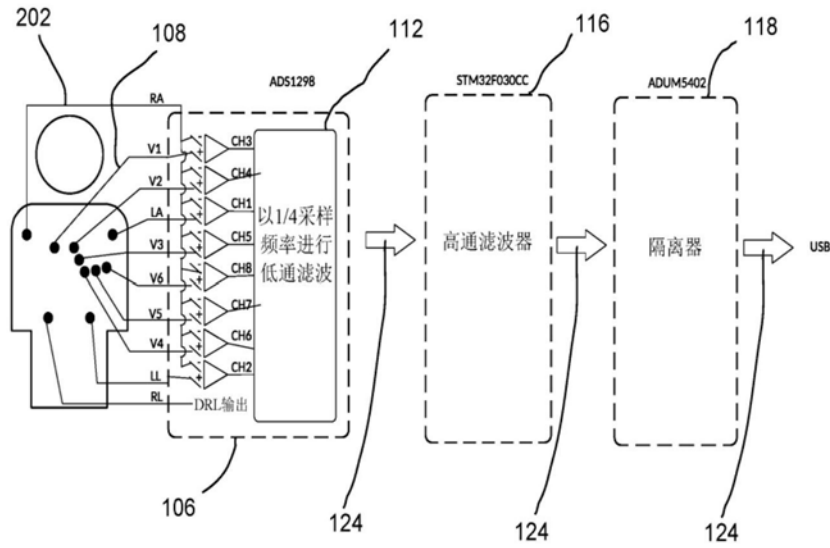


图3

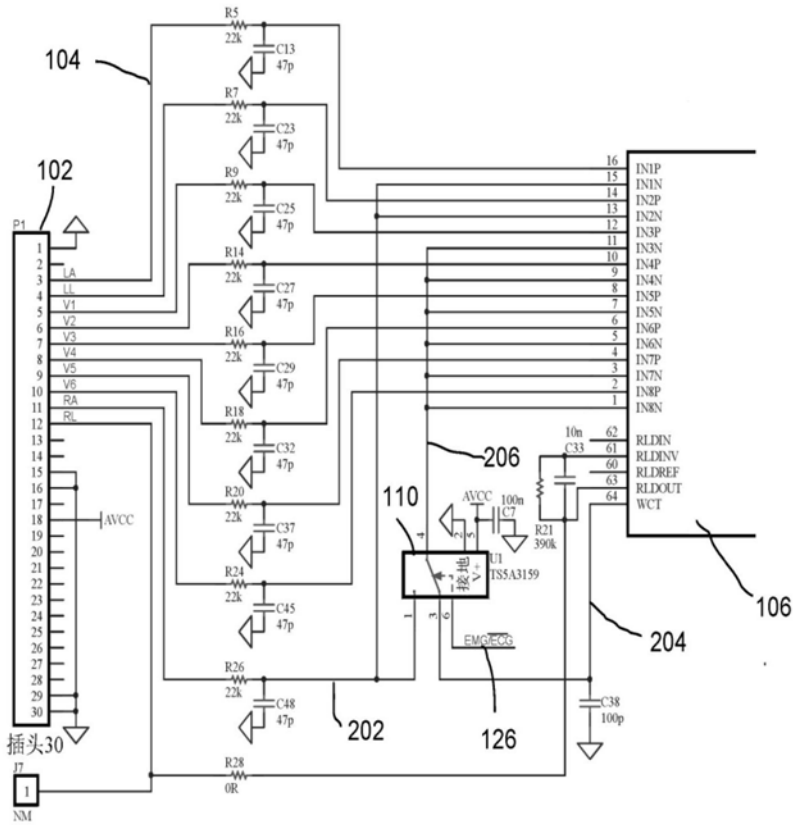


图4

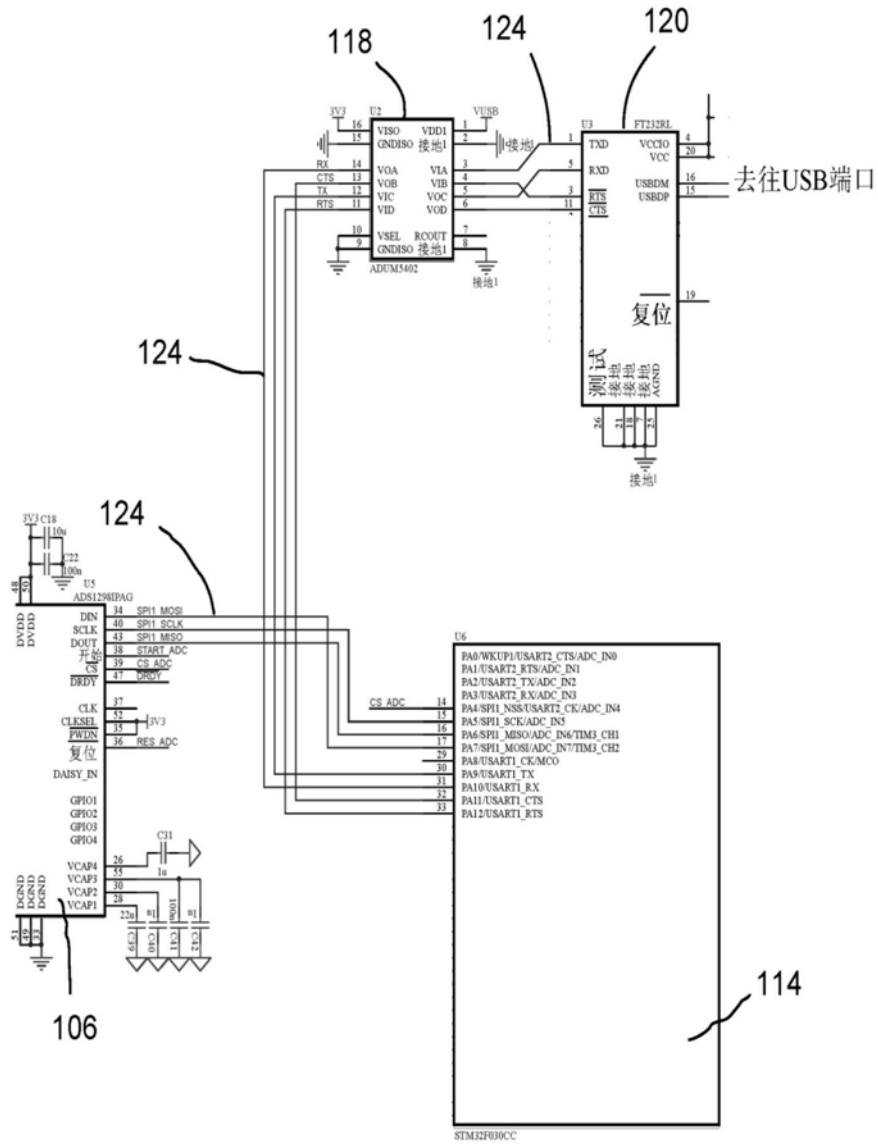


图6

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 紧凑型移动心电图装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN210144647U | 公开(公告)日 | 2020-03-17 |
| 申请号 | CN201821926696.0 | 申请日 | 2018-11-21 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 江宁 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 江宁 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 江宁 | | |
| [标]发明人 | 江宁 | | |
| 发明人 | 江宁 | | |
| IPC分类号 | A61B5/0402 A61B5/00 | | |
| 代理人(译) | 高岩 杨林森 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本实用新型提供了一种紧凑型移动心电图装置，该心电图装置可供医护人员在非诊所位置处收集心电图数据使用。心电图装置可以在心电图模式与肌电图模式之间切换，而无需断开或重新连接任何外部电导联。心电图装置提供可以用于检测电导联与患者皮肤接触不良的信号，并且可以无线地或通过数据连接端口向附近的辅助装置发送信号。

