

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2018 年 7 月 19 日 (19.07.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/129718 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/0402 (2006.01) *A61B 5/0428* (2006.01)
A61B 5/0408 (2006.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2017/071151

(22) 国际申请日: 2017 年 1 月 13 日 (13.01.2017)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 深圳先进技术研究院 (SHENZHEN INSTITUTE OF ADVANCED TECHNOLOGY) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。

(72) 发明人: 李烨(LI, Ye); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055

(CN)。 李玮楠(LI, Weinan); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 王俊(WANG, Jun); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 张浩(ZHANG, Hao); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。 何青云(HE, Qingyun); 中国广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号, Guangdong 518055 (CN)。

(74) 代理人: 广州三环专利商标代理有限公司 (SCIHEAD IP LAW FIRM); 中国广东省广州市越秀区先烈中路 80 号汇华商贸大厦 1508 室, Guangdong 510070 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG,

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR USE IN DETECTING ELECTROCARDIO SIGNALS

(54) 发明名称: 心电信号检测设备及方法

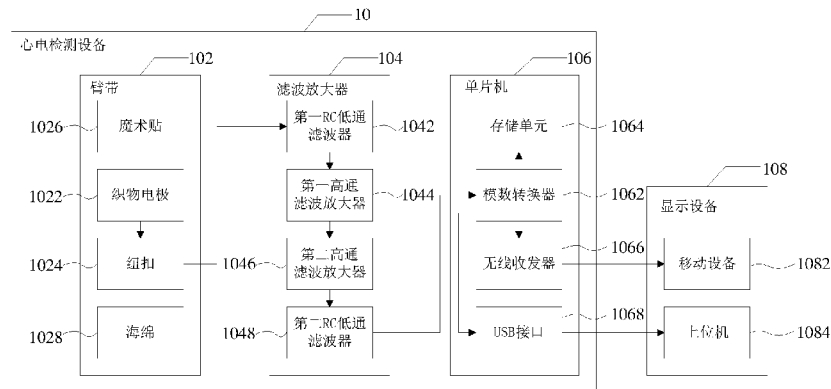


图 3

10 Electrocardio detection device
102 Arm band
104 Filter amplifier
106 Single-chip microcomputer
108 Display device
1022 Fabric electrode
1024 Button
1026 Hook-and-loop tape
1028 Sponge
1042 First RC low-pass filter

1044 First high-pass filter amplifier
1046 Second high-pass filter amplifier
1048 Second RC low-pass filter
1062 Analog-digital converter
1064 Storage unit
1066 Antenna transceiver
1068 USB port
1082 Mobile device
1084 Upper computer

(57) Abstract: A device (10) and a method for use in detecting electrocardio signals, the device comprising: an arm band (102), the arm band comprising a fabric electrode (1022) and a button (1024), which is connected to the fabric electrode (1022), wherein the fabric electrode (1022) is used for detecting an electrocardio signal; a filter amplifier (104), which is connected to the arm band (102) by means of the button (1024) and which is used for obtaining the electrocardio signal, and amplifying and filtering the electrocardio signal to obtain an electrocardio analog signal; and a single-chip microcomputer (106), which is connected to the filter amplifier (104) and which is used for obtaining the electrocardio analog signal, and converting the electrocardio analog signal into an electrocardio

BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

- (84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

digital signal by means of an analog-digital converter (1062). Using said device (10) and method for detecting electrocardio signals may improve the convenience of operation and the accuracy of the detection device.

(57) 摘要: 一种心电信号检测设备(10)及方法, 所述设备包括: 臂带(102), 该臂带(102)包括织物电极(1022)和与该织物电极(1022)连接的纽扣(1024), 该织物电极(1022)用于检测心电信号; 与该臂带(102)通过该纽扣(1024)连接的滤波放大器(104), 用于获取该心电信号, 将该心电信号进行放大和滤波得到心电模拟信号; 与该滤波放大器(104)连接的单片机(106), 用于获取该心电模拟信号, 通过模数转换器(1062)将该心电模拟信号转换为心电数字信号。采用该心电信号检测设备(10)及方法可提高操作的便利性和检测设备的精确性。

心电信号检测设备及方法

技术领域

本发明涉及医疗电子电路领域，主要涉及了一种心电信号检测设备及方法。

5

背景技术

随着人们生活节奏加快、工作压力变大、人口老龄化、环境恶化等因素影响，心血管疾病越来越成为严重威胁人类健康的主要疾病之一。正常的心电图包括 P 波、QRS 波群和 T 波，通过对各波形的分析，可有效诊断心肌梗塞、
10 心律失常等重大疾病，大大提高了病人的存活率。据医学证明，心脏病早期表现为心电信号异常，若能及时发现，将有助于预防心血管疾病发生，降低死亡率，因此对心电信号的监控变得尤为重要。

目前，现有的动态可移动心电图检测仪多使用湿电极、多条导联线传导的检测方式，不仅体积大，质量重，连接方式需要在人体特定位点放置电极，专业性极高，不适应普通人群在家庭单独使用。湿电极会引起皮肤过敏，对人体
15 造成伤害，长的导联线对心电信号产生一定的干扰。而且用于处理心电信号的运算放大器的数量过多，造成电路板体积过大，且运算放大器级数越多，越易造成运算放大器自激振荡，引入较大噪声。已知的可穿戴心电检测设备基于胸口部位的传感器，例如背带、绷带和腰带等，由于穿戴于胸口很难带给使用者
20 舒适便利的应用需求。另一种方法可穿戴心电检测设备如图 1 所示，人体左右手的指尖采集心电检测，其原理的实施是基于心电信号幅值大小与电极之间距离的正比关系，需要双手测量，便利性不足。这就需要检测设备趋于小型、方便、舒适，既不影响使用者正常生活，又能长时间进行实时监护。

25 发明内容

基于此，为解决传统技术中采用湿电极、导联线和多级运算放大器带来的使用复杂、佩戴不适和信号干扰造成的准确性低的技术问题，特提出了一种心电信号检测设备。

本发明第一方面提供了一种心电信号检测设备，所述设备包括：

臂带，所述臂带包括织物电极和与所述织物电极连接的纽扣，所述织物电极用于检测心电信号；

与所述臂带通过所述纽扣连接的滤波放大器，用于获取所述心电信号，将
5 所述心电信号进行放大和滤波得到心电模拟信号；

与所述滤波放大器连接的单片机，用于获取所述心电模拟信号，通过模数转换器将所述心电模拟信号转换为心电数字信号。

在第一方面的第一种可能的实现方式中，所述滤波放大器包括：与所述纽扣连接的第一 RC 低通滤波器，用于获取频率低于第一截止频率的所述心电信号作为第一信号；与所述第一 RC 低通滤波器连接的第一高通滤波放大器，用于获取频率高于第二截止频率的所述第一信号，并将获取的所述第一信号进行放大得到第二信号；与所述第一高通滤波放大器连接的第二高通滤波放大器，用于获取频率高于第三截止频率的所述第二信号，并将获取的所述第二信号进行放大得到第三信号；输入端与所述第二高通滤波放大器连接、输出端与
10 单片机连接的第二 RC 低通滤波器，用于获取频率低于第四截止频率的所述第三信号作为所述心电模拟信号。
15

在第一方面的第二种可能的实现方式中，所述单片机还包括存储单元，用于将所述心电数字信号进行存储和数据分析。

在第一方面的第三种可能的实现方式中，所述单片机还包括无线收发器，
20 用于将所述心电信号波形发送至与所述无线收发器通过无线连接的移动设备。

在第一方面的第四种可能的实现方式中，所述单片机还包括 USB 接口，用于将所述心电信号波形发送至与所述 USB 接口通过 USB 线连接的上位机。

此外，为解决传统技术中采用湿电极、导联线和多级运算放大器带来的使用复杂、佩戴不适和信号干扰造成的准确性低的技术问题，特提出了一种心电信号检测方法。
25

本发明第二方面提供了一种心电信号检测方法，包括：

臂带绑在人体肢体上之后，通过所述臂带的织物电极检测心电信号；

滤波放大器获取所述心电信号，将所述心电信号进行放大和滤波得到心电

模拟信号;

单片机获取所述心电模拟信号,通过模数转换器将所述心电模拟信号转换为心电数字信号。

在第二方面的第一种可能的实现方式中,所述滤波放大器将所述心电信号
5 进行放大和滤波得到心电模拟信号还包括:第一 RC 低通滤波器获取频率低于
第一截止频率的所述心电信号作为第一信号;第一高通滤波放大器获取频率高
于第二截止频率的所述第一信号,并将获取的所述第一信号进行放大得到第二
信号;第二高通滤波放大器获取频率高于第三截止频率的所述第二信号,并将
10 获取的所述第二信号进行放大得到第三信号;第二 RC 低通滤波器获取频率低
于第四截止频率的所述第三信号作为所述心电模拟信号。

在第二方面的第二种可能的实现方式中,所述单片机获取将所述心电模拟
信号进行模数转换为心电数字信号之后还包括:存储单元将所述心电数字信号
进行存储和数据分析。

在第二方面的第三种可能的实现方式中,所述单片机获取将所述心电模拟
15 信号进行模数转换为心电数字信号之后还包括:无线收发器将所述心电信号波
形发送至与所述无线收发器通过无线连接的移动设备。

在第二方面的第四种可能的实现方式中,所述单片机获取将所述心电模拟
信号进行模数转换为心电数字信号之后还包括:USB 接口将所述心电信号波
形发送至与所述 USB 接口通过 USB 线连接的上位机。

20

实施本发明实施例,将具有如下有益效果:

采用了上述的心电信号检测设备及方法之后,由于通过臂带的织物电极与
人体紧密接触检测心电信号,电极与人体间不需要传统的湿电极进行粘合,利
用率高;不需要传统的导联线,而是直接通过臂带中的纽扣连接在一起,降低
25 了成本和导联线带来的信号干扰问题,且佩戴舒适方便;采用高精度的滤波放
大器保证了心电信号采集的精确性。在不干扰使用者正常生活的前提下,对患
者心电进行长时间的动态监护,能及时有效地发现心率失常等重大心脏疾病,
实现患者便捷地对心电信号进行实时检测,提高操作的便利性和检测设备的精
确性。

附图说明

为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案，下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍，显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例，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的附图。

其中：

图 1 为一种传统智能手环心电检测装置的场景示意图；

图 2 为本发明实施例提供的一种心电信号检测设备的场景示意图；

10 图 3 为本发明实施例提供的一种心电信号检测设备的结构图；

图 4 为本发明实施例提供的一种臂带的结构图；

图 5 为本发明实施例提供的一种滤波放大器的电路图；

图 6 为本发明实施例提供的一种采用心电信号检测设备得到的实验波形图；

15 图 7 为本发明实施例提供的一种心电信号检测方法的流程图。

具体实施方式

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。基于本发明中的实施例，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，都属于本发明保护的范围。

为解决传统技术中采用湿电极、导联线和多级运算放大器带来的使用复杂、佩戴不适和信号干扰造成的准确性低的技术问题，在一个实施例中，特提出了一种心电信号检测设备。如图 2 所示，该心电信号检测设备采用臂带穿戴于使用者的上肢，无需像传统心电采集设备一样通过双手测量，只需绑在单臂即可实现心电信号检测，佩戴舒适方便。

具体的，如图 3 所示，一种心电信号检测设备，包括：臂带 102、与所述

臂带 102 通过纽扣 1024 连接的滤波放大器 104 以及与所述滤波放大器 104 连接的单片机 106, 其中:

所述臂带 102 包括织物电极 1022 和与所述织物电极 1022 连接的纽扣 1024, 所述织物电极 1022 用于检测心电信号。

5 织物电极是近年来发展迅速的一种柔性干电极, 采用纺织材料经纺织加工工艺开发的具有纺织结构, 能感知人体表面生物电信号的传感器。将织物电极 1022 用于健康监控的臂带 102 中, 不会影响服装的舒适性, 使用者也不会有被监控的心理负担, 解决了传统技术中采用干电极带来的皮肤过敏、穿戴不舒服等问题, 甚至因汗液浸湿造成的电极片脱落, 影响心电测量的准确性的问题。

10 织物电极 1022 与人体皮肤接触, 作为心电信号的最前端输入。如图 4 所示的臂带结构图, 臂带 102 分为臂带内侧和臂带外侧两面, 包括织物电极 1022、纽扣 1024、魔术贴 1026 以及海绵 1028。

其中, 通过臂带内侧和臂带外侧两端的魔术贴 1026 调整臂带 102 的松紧程度, 固定了臂带 102 的位置, 并提高了佩戴的舒适度。海绵 1028 垫于纽扣 15 1024 底层, 避免纽扣 1024 凸起造成的佩戴不适的问题。

织物电极 1022 与人体皮肤接触, 并在臂带内侧分别与臂带外侧的两个纽扣 1024 相连, 作为心电信号的最前端输入。采用以上的佩戴和连接方式, 取代了导联线和湿电极的心电采集方法, 将臂带 102 通过魔术贴 1026 绑在人体上肢上, 织物电极 1022 只需与臂带 102 上的纽扣 1024 相连接, 即可进行心电 20 信号采集。且整个心电信号检测设备中没有导线连接, 有利于设备拆卸和人们佩戴, 有效避免了噪声从导线引进系统。

在本实施例中, 滤波放大器 104 用于获取所述心电信号, 将所述心电信号进行放大和滤波得到心电模拟信号。

臂带 102 的输出端通过纽扣 1024 将织物电极 1022 检测的心电信号传输给 25 滤波放大器 104, 也就是说, 滤波放大器 104 的输入端接收的信号为上述的织物电极 1022 检测的心电信号。

然而, 由于心电采集位置位于手臂距离心脏远, 并且采集电极之间的距离小, 单边手臂心电幅值小, 且易受噪声干扰(电极、肌肉运动), 表 1 给出了单臂检测心电信号和传统方法检测心电信号的特征比较。

表 1 单臂心电和传统心电的信号特征比较

	单臂心电检测	传统心电检测
幅度	< 200uV	< 5mV
噪声干扰	大	小

由表 1 可看出，采用单臂心电检测得到的心电信号幅度小，且噪声干扰大，则织物电极 1022 检测的心电信号必然存在噪声干扰和较弱的信号。为了提高心电信号的精确性需要将较弱信号进行放大和干扰噪声进行滤波，从而得到幅度大、干扰噪声少的心电模拟信号。

如图 5 所示的滤波放大器 104 的电路图，电路包括：输入端与所述纽扣连接的第一 RC 低通滤波器 1042、输入端与所述第一 RC 低通滤波器 1042 连接的第一高通滤波放大器 1044、输入端与所述第一高通滤波放大器 1044 连接的第二高通滤波放大器 1046、输入端与所述低通滤波放大器 1046 连接、输出端与
10 与所述单片机 106 连接的第二 RC 低通滤波器 1048 以及为第一高通滤波放大器 1044 和第二高通滤波放大器 1046 提供电源的电源模块 1045，其中：

所述第一 RC 低通滤波器 1042 用于获取频率低于第一截止频率的所述心电信号作为第一信号。

第一 RC 低通滤波器 1042 包括肢体导联 LA 和 RA、电阻 R1 和 R2、电容
15 C1 和 C2。电阻 R1 的输入端连接肢体导联 LA，输出端并联电容 C1 和仪表放大器的阳极，电阻 R2 的输入端连接肢体导联 RA，输出端并联电容 C2 和仪表放大器的阴极，电容 C1 和 C2 一端接地。

心电图的专业术语中，将记录心电图时电极在人体体表的放置位置及电极与放大器的连接方式称为心电图的导联。目前国际上广泛采用 6 个肢体导联和
20 6 个胸导联，其中肢体导联 LA 和 RA 的放置位置分别为左胳膊和右胳膊。本发明采用的是单通道输入方式，也就是将臂带 102 穿戴于左胳膊或者右胳膊上，提高了操作的便利性。

输入信号经过由电阻 R1 和 R2、电容 C1 和 C2 构成的第一 RC 低通滤波器 1042，滤波截止频率约为 796Hz。也就是说，织物电极 1022 检测的心电信号经过纽扣 1024 的传输作为第一 RC 低通滤波器 1042 的输入信号，将频率低
25

于 796Hz 的心电信号为第一信号。

在其中一个实施例中，所述第一高通滤波放大器 1044 用于获取频率高于第二截止频率的所述第一信号，并将获取的所述第一信号进行放大得到第二信号。

5 第一高通滤波放大器 1044 包括芯片型号为 AD8232 的仪表放大器、电阻 R3、电容 C3 和 C4。第一 RC 低通滤波器 1042 滤波后的心电信号，也就是第一信号。将第一信号输入到仪表放大器，可滤除低频信号并将微弱的心电信号的增益放大 100 倍。电阻 R3、电容 C3 和 C4 构成双极点高通滤波器，截止频率为 0.5Hz。电阻 R3 和电容 C3 组成 RC 网络，可将任何近直流信号反馈给仪
10 表放大器，从而消除失调，而不会造成任何节点出现饱和，并保持高信号增益。也就是说，第一信号作为第一高通滤波放大器 1044 的输入信号，将第一信号的增益放大 100 倍后，获取频率高于 0.5Hz 的第一信号为第二信号，此时第二信号的频率范围 0.5Hz~796Hz。

在其中一个实施例中，所述第二高通滤波放大器 1046 用于获取频率高于
15 第三截止频率的所述第二信号，并将获取的所述第二信号进行放大得到第三信号。

第二高通滤波放大器 1046 包括芯片内的运算放大器 A1，电阻 R4、R5、R6 和 R7 以及电容 C5 和 C6。第二信号通过第一高通滤波放大器 1046 中的电容 C4 进入运算放大器，电阻 R6 和 R7 决定了增益的放大倍数为 101 倍。电阻
20 R4、R5 和电容 C5、C6 构成双极点高通滤波器，截止频率为 35Hz，其中由电阻 R4、R5、R6、R7 和电容 C5、C6 共同决定的 Q 值为 0.68，可实现滤波器最大平坦度和锐化截止频率，有效避免了滤波器自激带来的信号失真。其中，Q 值用于描述回路的质量，Q 值越高，其损耗越小，效率越高。也就是说，第二信号作为第二高通滤波放大器 1046 的输入信号，将第二信号的增益放大 101
25 倍后，获取频率高于 35Hz 的第二信号为第三信号，此时第二信号的频率范围 35Hz~796Hz。

在其中一个实施例中，所述第二 RC 低通滤波器 1048 用于获取频率低于第四截止频率的所述第三信号作为所述心电模拟信号。

第二 RC 低通滤波器 1048 包括电阻 R8 和与电阻 R8 串联的电容 C7。电容

C7 两端分别接信号输出端 ECG_OUT 和地。电阻 R8 和电容 C7 组成输出端的 RC 低通滤波器，截止频率为 159Hz。整个放大电路的增益约为 10000 倍，经放大滤波后的第三信号最后通过 ECG_OUT 进入单片机 106。也就是说，第三信号作为第二 RC 低通滤波器 1048 的输入信号，将第三信号的增益放大近 10000 倍后，获取频率低于 159Hz 的第三信号为心电模拟信号，此时心电模拟信号的频率范围 35Hz~159Hz。

在其中一个实施例中，电源模块 1045 包括+2.5V 直流电源和两个去耦电容 C8、C9，C8、C9 一端接一起与+2.5V 电源和引脚 17 相连，另一端接地。在电子电路中，去耦电容也称退耦电容，把输出信号的干扰作为滤除对象。去耦电容 C8、C9 为第一高通滤波放大器 1044 和第二高通滤波放大器 1046 消除自激，满足驱动电路电流的变化，避免相互间的耦合干扰，使第一高通滤波放大器 1044 和第二高通滤波放大器 1046 稳定工作。

滤波放大器 104 作为整个心电信号检测设备的重要组成部分，决定了心电信号的采集质量和心电信号检测设备的系统性能。经过滤波放大器 104 有效解决了手臂上心电信号弱和干扰噪声多的技术问题，采用单通道输入方式，导联简单，电路集成度高，操作方便，可准确地提取手臂上的心电信号。

在本实施例中，单片机 106 用于获取所述心电模拟信号，通过模数转换器 1062 将所述心电模拟信号转换为心电数字信号。

信号数据可用于表示任何信息，如符号、文字、语音、图像等，从表现形式上可归结为两类：模拟信号和数字信号。模拟信号与数字信号的区别可根据幅度取值是否离散来确定。模拟量转换成数字量的过程被称为模数转换，简称 A/D(Analog to Digital)转换；完成模数转换的电路被称为模数转换器，简称 ADC(Analog to Digital Converter)。通过模数转换器 1062 将心电模拟信号转换为心电数字信号，根据心电数字信号的数据可生成心电数据波形和数据分析报告。

需要说明的是，为了保证数据处理结果的准确性，AD 转换器必须有足够的转换精度。同时，为了适应快速过程的控制和检测的需要，AD 转换器还必须要有足够快的转换速度。

模数转换器 1062 将滤波放大器 104 传输的心电模拟信号进行模数转换为

心电数字信号,并将心电数字信号发送给显示设备 108。该显示设备 108 包括:
与无线收发器 1066 通过无线连接的移动设备 1082 和与 USB 接口 1068 通过
USB 线连接的上位机 1084。

5 心电数字信号可通过无线收发器 1066 发送到移动设备 1082 进行实时监控
和分析,也可通过 USB 接口 1068 与上位机 1084 进行通信和上传数据,还可
通过单片机 106 内置存储单元 1064,对采集到的心电数字信号进行心电波形
存储和数据分析,写进 SD 卡进行存储,当接收到显示设备 108 发送的上传心
电数据指令后发送所述存储的心电波形和数据分析。

10 移动设备 1082 可以为与单片机 106 配对的移动终端,也可以是其他带有
显示屏的便携式心电检测仪器的专用设备。由于大多数人都有移动终端,且使
用起来方便,不需要有线连接,还可通过网络将心电信号波形和数据分析报告
发送给家人、朋友或者医生,优选的移动设备 1082 为移动终端。

15 由于滤波放大器 104 和单片机 106 需要电源供电才可进行正常工作,则所
述设备还包括电源模块 105,用于为所述滤波放大器 104 和所述单片机 106 提
供电源。

如图 6 所示的单臂检测心电信号的场景示意图,使用者将心电信号检测设
备通过臂带 102 戴于人体上肢,当前显示设备 108 为移动设备 1082,在该移
动设备 1082 上显示了使用者心电信号的数据波形。

20 单片机 106 和滤波放大器 104 的运行都需要一个电源模块,为所述滤波放
大器和所述单片机提供电源。

其中,单片机的型号为 CC2540。CC2540 是一个真正的系统单晶片解决
方案,提供用于感应器应用及行动手持装置周边的低功率蓝牙解决方案。当然
也可采用其它型号的单片机。

25 为解决传统技术中采用湿电极、导联线和多级运算放大器带来的使用复杂、
佩戴不适和信号干扰造成的准确性低的技术问题,在一个实施例,特提出了一
种心电信号检测方法。

具体的,如图 7 所示,上述心电信号检测方法,包括:

步骤 S102: 臂带绑在人体肢体上之后,通过所述臂带的织物电极检测心

电信号。

步骤 S104: 滤波放大器获取所述心电信号, 将所述心电信号进行放大和滤波得到心电模拟信号。

5 步骤 S106: 单片机获取所述心电模拟信号, 通过模数转换器将所述心电模拟信号转换为心电数字信号。

在其中一个实施例中, 所述滤波放大器将所述心电信号进行放大和滤波得到心电模拟信号还包括: 第一 RC 低通滤波器获取频率低于第一截止频率的所述心电信号作为第一信号; 第一高通滤波放大器获取频率高于第二截止频率的所述第一信号, 并将获取的所述第一信号进行放大得到第二信号; 第二高通滤波放大器获取频率高于第三截止频率的所述第二信号, 并将获取的所述第二信号进行放大得到第三信号; 第二 RC 低通滤波器获取频率低于第四截止频率的所述第三信号作为所述心电模拟信号。

15 在其中一个实施例中, 所述单片机获取将所述心电模拟信号进行模数转换为心电数字信号之后还包括: 存储单元将所述心电数字信号进行存储和数据分析。

在其中一个实施例中, 所述单片机获取将所述心电模拟信号进行模数转换为心电数字信号之后还包括: 无线收发器将所述心电信号波形发送至与所述无线收发器通过无线连接的移动设备。

20 在其中一个实施例中, 所述单片机获取将所述心电模拟信号进行模数转换为心电数字信号之后还包括: USB 接口将所述心电信号波形发送至与所述 USB 接口通过 USB 线连接的上位机。

实施本发明实施例, 将具有如下有益效果:

25 采用了上述的心电信号检测设备及方法之后, 由于通过臂带的织物电极与人体紧密接触检测心电信号, 电极与人体间不需要传统的湿电极进行粘合, 利用率高; 不需要传统的导联线, 而是直接通过臂带中的纽扣连接在一起, 降低了成本和导联线带来的信号干扰问题, 且佩戴舒适方便; 采用高精度的滤波放大器保证了心电信号采集的精确性。在不干扰使用者正常生活的前提下, 对患者心电进行长时间的动态监护, 能及时有效地发现心率失常等重大心脏疾病,

实现患者便捷地对心电信号进行实时检测,提高操作的便利性和检测设备的精确性。

以上所揭露的仅为本发明较佳实施例而已,当然不能以此来限定本发明之
5 权利范围,因此依本发明权利要求所作的等同变化,仍属本发明所涵盖的范围。

权利要求

1、一种心电信号检测设备，其特征在于，包括：

臂带，所述臂带包括织物电极和与所述织物电极连接的纽扣，所述织物电
5 极用于检测心电信号；

与所述臂带通过所述纽扣连接的滤波放大器，用于获取所述心电信号，将
所述心电信号进行放大和滤波得到心电模拟信号；

与所述滤波放大器连接的单片机，用于获取所述心电模拟信号，通过模数
转换器将所述心电模拟信号转换为心电数字信号。

10 2、根据权利要求 1 所述的心电信号检测设备，其特征在于，所述滤波放
大器包括：

与所述纽扣连接的第一 RC 低通滤波器，用于获取频率低于第一截止频率
的所述心电信号作为第一信号；

与所述第一 RC 低通滤波器连接的第一高通滤波放大器，用于获取频率高
15 于第二截止频率的所述第一信号，并将获取的所述第一信号进行放大得到第二
信号；

与所述第一高通滤波放大器连接的第二高通滤波放大器，用于获取频率高
于第三截止频率的所述第二信号，并将获取的所述第二信号进行放大得到第三
信号；

20 输入端与所述第二高通滤波放大器连接、输出端与所述单片机连接的第二
RC 低通滤波器，用于获取频率低于第四截止频率的所述第三信号作为所述心
电模拟信号。

3、根据权利要求 1 所述的心电信号检测设备，其特征在于，所述单片机
还包括存储单元，用于将所述心电数字信号进行存储和数据分析。

25 4、根据权利要求 1 所述的心电信号检测设备，其特征在于，所述单片机
还包括无线收发器，用于将所述心电信号波形发送至与所述无线收发器通过无
线连接的移动设备。

5、根据权利要求 1 所述的心电信号检测设备，其特征在于，所述单片机

还包括 USB 接口,用于将所述心电信号波形发送至与所述 USB 接口通过 USB 线连接的上位机。

6、一种心电信号检测方法,其特征在于,包括:

5 臂带绑在人体肢体上之后,通过所述臂带的织物电极检测心电信号;

滤波放大器获取所述心电信号,将所述心电信号进行放大和滤波得到心电模拟信号;

单片机获取所述心电模拟信号,通过模数转换器将所述心电模拟信号转换为心电数字信号。

10 7、根据权利要求 6 所述的心电信号检测方法,其特征在于,所述滤波放大器将所述心电信号进行放大和滤波得到心电模拟信号还包括:

第一 RC 低通滤波器获取频率低于第一截止频率的所述心电信号作为第一信号;

15 第一高通滤波放大器获取频率高于第二截止频率的所述第一信号,并将获取的所述第一信号进行放大得到第二信号;

第二高通滤波放大器获取频率高于第三截止频率的所述第二信号,并将获取的所述第二信号进行放大得到第三信号;

第二 RC 低通滤波器获取频率低于第四截止频率的所述第三信号作为所述心电模拟信号。

20 8、根据权利要求 6 所述的心电信号检测方法,其特征在于,所述单片机获取将所述心电模拟信号进行模数转换为心电数字信号之后还包括:

存储单元将所述心电数字信号进行存储和数据分析。

9、根据权利要求 6 所述的心电信号检测方法,其特征在于,所述单片机获取将所述心电模拟信号进行模数转换为心电数字信号之后还包括:

25 无线收发器将所述心电信号波形发送至与所述无线收发器通过无线连接的移动设备。

10、根据权利要求 6 所述的心电信号检测设备,其特征在于,所述单片机获取将所述心电模拟信号进行模数转换为心电数字信号之后还包括:

USB 接口将所述心电信号波形发送至与所述 USB 接口通过 USB 线连接的

上位机。

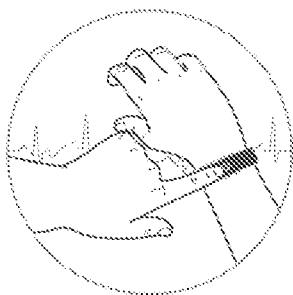


图 1



图 2

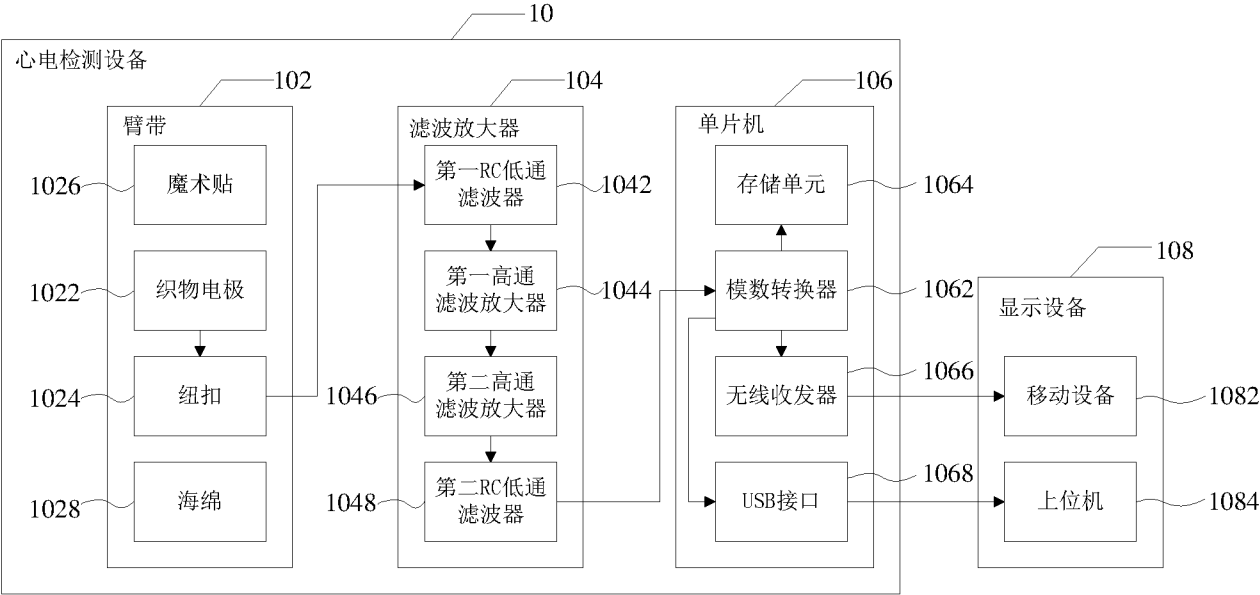


图 3

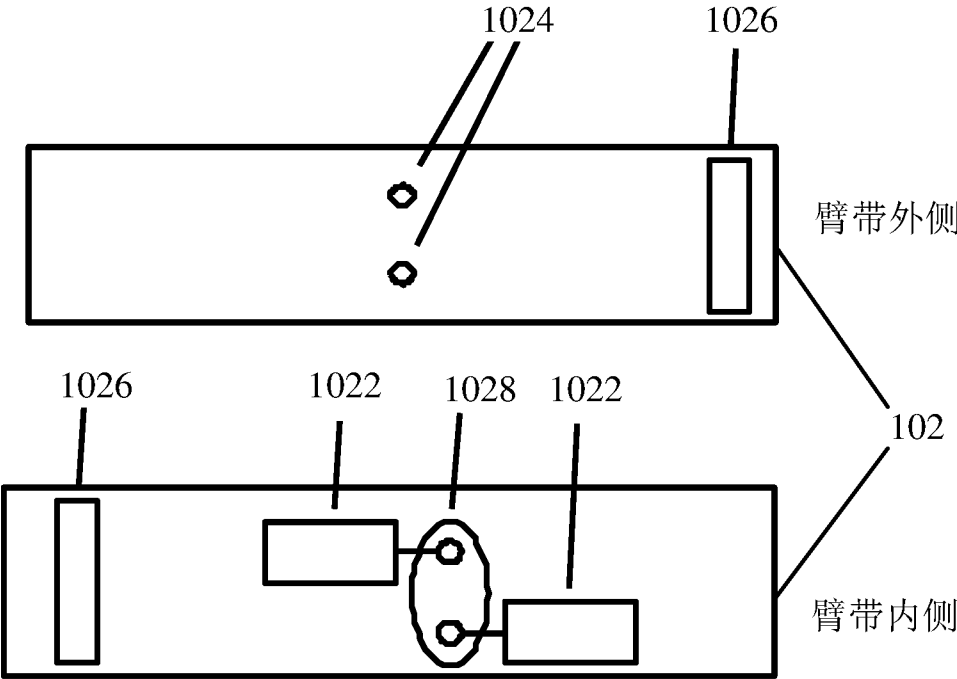


图 4

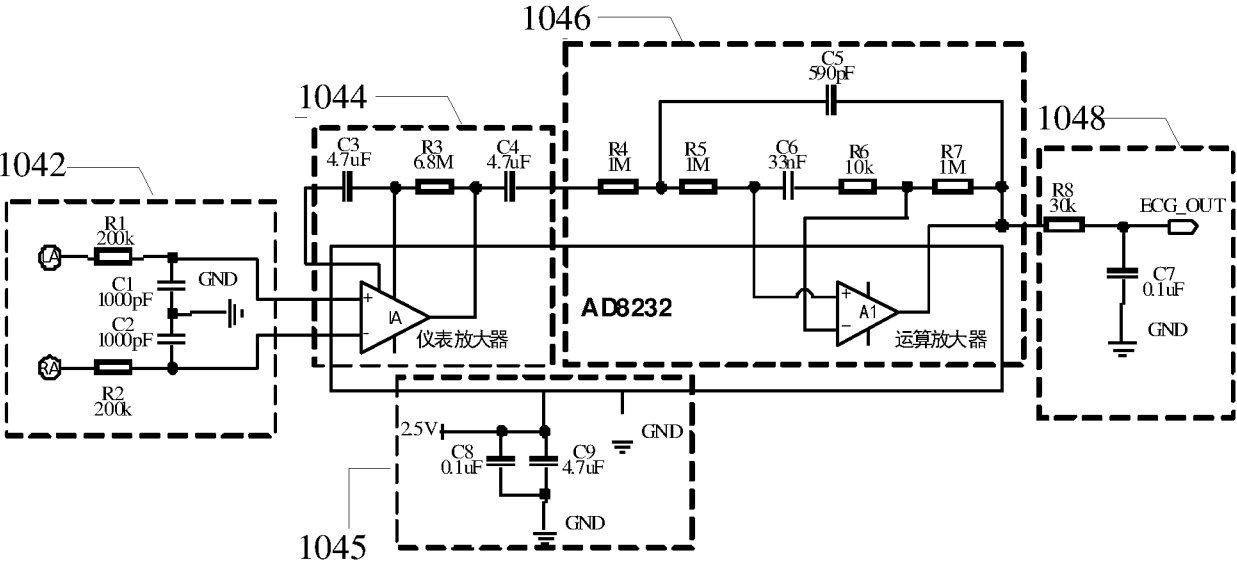


图 5

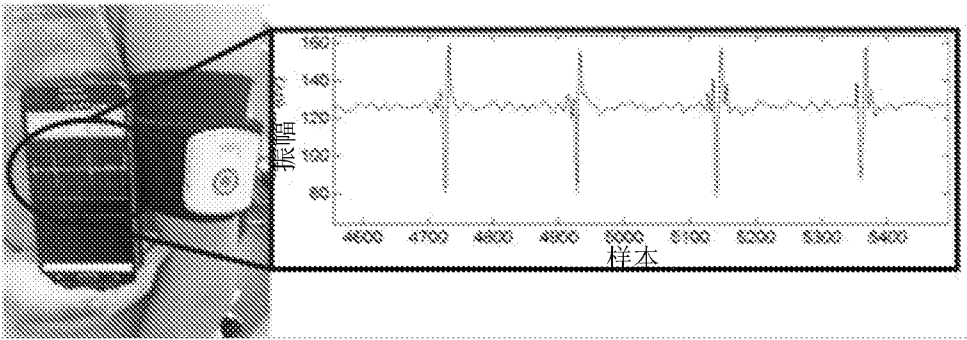


图 6

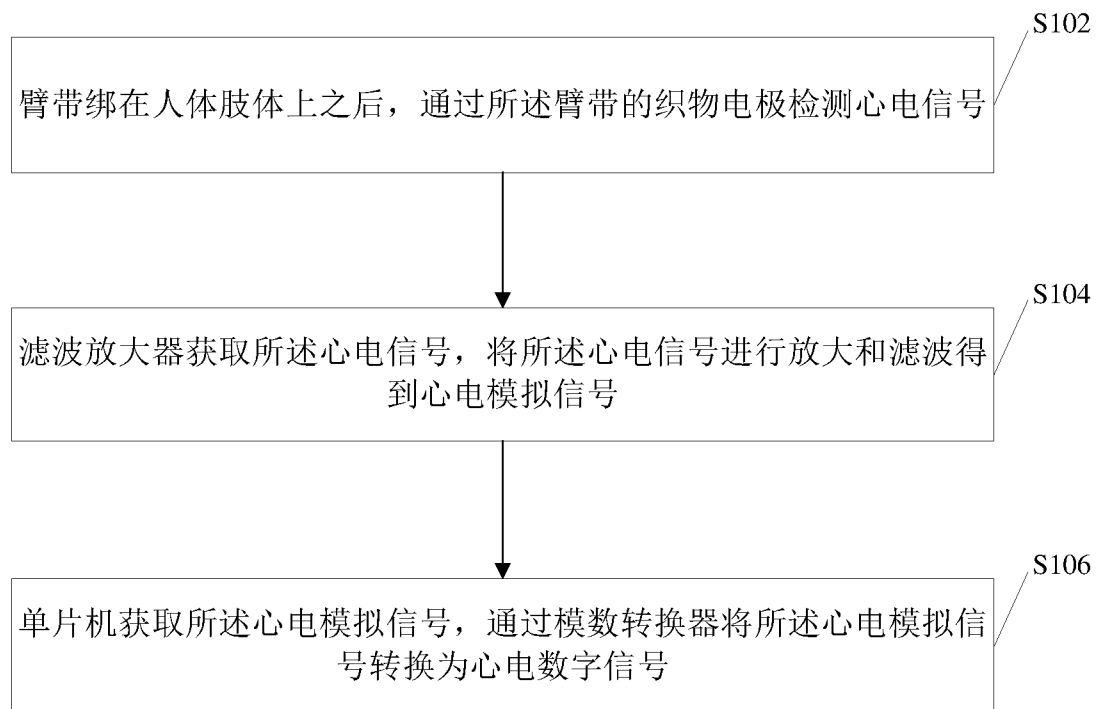


图 7

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2017/071151

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/0402 (2006.01) i; A61B 5/0408 (2006.01) i; A61B 5/0428 (2006.01) i
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS, CNTXT, VEN, CNKI: 李玮楠, 李烨, 张浩, 何青云, 王俊, 深圳先进技术研究院, 肢, 臂, 带, 滤, 织, 电极, 传感器, 心电, 心率, ECG, 胳膊, band, arm, limb, textile, flexible, electrodd?, sensor?, cardiogra+, fabric

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	CN 102166119 A (NORTHEASTERN UNIVERSITY), 31 August 2011 (31.08.2011), description, paragraphs 21-44, and figures 1-21	1-10
Y	CN 102858236 A (DAYTON TECHNOLOGIES LIMITED), 02 January 2013 (02.01.2013), description, paragraphs 8-17, 33 and 46-60, and figures 1-7A	1-10
Y	CN 204232467 U (HUAHUI INFORMATION TECHNOLOGY CO., LTD.; BEIJING KAILE ENGINEERING TECHNOLOGY CO., LTD.), 01 April 2015 (01.04.2015), description, paragraphs 30-39, and figures 1-6	1-10
A	CN 104688202 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.), 10 June 2015 (10.06.2015), entire document	1-10
A	CN 106413526 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.), 15 February 2017 (15.02.2017), entire document	1-10
A	US 6577897 B1 (NIMEDA LTD.), 10 June 2003 (10.06.2003), entire document	1-10
A	CN 104797188 A (MEGA ELEKTRONIIKKA OY), 22 July 2015 (22.07.2015), 1-10	entire document

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 11 October 2017	Date of mailing of the international search report 31 October 2017
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer SHAO, Jianxia Telephone No. (86-10) 62085545

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2017/071151

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 102166119 A	31 August 2011	CN 102166119 B	18 July 2012
CN 102858236 A	02 January 2013	EP 2521485 A1	14 November 2012
		US 2013131460 A1	23 May 2013
		WO 2011083441 A1	14 July 2011
		CN 102858236 B	11 February 2015
		EP 2521485 A4	20 May 2015
CN 204232467 U	01 April 2015	None	
CN 104688202 A	10 June 2015	KR 20150067047 A	17 June 2015
		JP 2015112488 A	22 June 2015
		EP 2898822 A1	29 July 2015
		TW 201526868 A	16 July 2015
		US 2015157220 A1	11 June 2015
CN 106413526 A	15 February 2017	US 2015335283 A1	26 November 2015
		WO 2015177594 A2	26 November 2015
		KR 20170008197 A	23 January 2017
US 6577897 B1	10 June 2003	WO 9965390 A1	23 December 1999
		CA 2335282 A1	23 December 1999
		AU 3440499 A	05 January 2000
		EP 1087696 A1	04 April 2001
		IL 124964 A	10 February 2002
		IL 124964 D0	26 January 1999
CN 104797188 A	22 July 2015	EP 2890290 A1	08 July 2015
		US 2015208932 A1	30 July 2015
		FI 124563 B	15 October 2014
		EP 2890290 A4	27 April 2016
		FI 20125887 A	01 March 2014
		WO 2014033360 A1	06 March 2014

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2017/071151

A. 主题的分类 A61B 5/0402(2006.01)i; A61B 5/0408(2006.01)i; A61B 5/0428(2006.01)i 按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类																										
B. 检索领域 检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号) A61B 5 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用)) CNABS, CNTXT, VEN, CNKI:李玮楠, 李烨, 张浩, 何青云, 王俊, 深圳先进技术研究院, 肢, 臂, 带, 滤, 织, 电极, 传感器, 心电, 心率, ECG, 胳膊, band, arm, limb, textile, flexible, electrodd?, sensor?, cardiogra+, fabric																										
C. 相关文件 <table border="1"> <thead> <tr> <th>类 型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y</td> <td>CN 102166119 A (东北大学) 2011年 8月 31日 (2011 - 08 - 31) 说明书第21-44段、附图1-21</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 102858236 A (达腾科技有限公司) 2013年 1月 2日 (2013 - 01 - 02) 说明书第8-17、33、46-60段、附图1-7A</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>CN 204232467 U (北京中核华辉科技发展有限公司, 北京凯乐工程技术有限公司) 2015年 4月 1日 (2015 - 04 - 01) 说明书第30-39段、附图1-6</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 104688202 A (三星电子株式会社) 2015年 6月 10日 (2015 - 06 - 10) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 106413526 A (三星电子株式会社) 2017年 2月 15日 (2017 - 02 - 15) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 6577897 B1 (NIMEDA LTD) 2003年 6月 10日 (2003 - 06 - 10) 全文</td> <td>1-10</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 104797188 A (大型电子有限公司) 2015年 7月 22日 (2015 - 07 - 22) 1-10</td> <td>全文</td> </tr> </tbody> </table>			类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	Y	CN 102166119 A (东北大学) 2011年 8月 31日 (2011 - 08 - 31) 说明书第21-44段、附图1-21	1-10	Y	CN 102858236 A (达腾科技有限公司) 2013年 1月 2日 (2013 - 01 - 02) 说明书第8-17、33、46-60段、附图1-7A	1-10	Y	CN 204232467 U (北京中核华辉科技发展有限公司, 北京凯乐工程技术有限公司) 2015年 4月 1日 (2015 - 04 - 01) 说明书第30-39段、附图1-6	1-10	A	CN 104688202 A (三星电子株式会社) 2015年 6月 10日 (2015 - 06 - 10) 全文	1-10	A	CN 106413526 A (三星电子株式会社) 2017年 2月 15日 (2017 - 02 - 15) 全文	1-10	A	US 6577897 B1 (NIMEDA LTD) 2003年 6月 10日 (2003 - 06 - 10) 全文	1-10	A	CN 104797188 A (大型电子有限公司) 2015年 7月 22日 (2015 - 07 - 22) 1-10	全文
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																								
Y	CN 102166119 A (东北大学) 2011年 8月 31日 (2011 - 08 - 31) 说明书第21-44段、附图1-21	1-10																								
Y	CN 102858236 A (达腾科技有限公司) 2013年 1月 2日 (2013 - 01 - 02) 说明书第8-17、33、46-60段、附图1-7A	1-10																								
Y	CN 204232467 U (北京中核华辉科技发展有限公司, 北京凯乐工程技术有限公司) 2015年 4月 1日 (2015 - 04 - 01) 说明书第30-39段、附图1-6	1-10																								
A	CN 104688202 A (三星电子株式会社) 2015年 6月 10日 (2015 - 06 - 10) 全文	1-10																								
A	CN 106413526 A (三星电子株式会社) 2017年 2月 15日 (2017 - 02 - 15) 全文	1-10																								
A	US 6577897 B1 (NIMEDA LTD) 2003年 6月 10日 (2003 - 06 - 10) 全文	1-10																								
A	CN 104797188 A (大型电子有限公司) 2015年 7月 22日 (2015 - 07 - 22) 1-10	全文																								
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。																										
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件																										
国际检索实际完成的日期 2017年 10月 11日		国际检索报告邮寄日期 2017年 10月 31日																								
ISA/CN的名称和邮寄地址 中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		授权官员 邵建霞 电话号码 (86-10)62085545																								

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2017/071151

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	102166119	A	2011年 8月 31日	CN	102166119	B	2012年 7月 18日
CN	102858236	A	2013年 1月 2日	EP	2521485	A1	2012年 11月 14日
				US	2013131460	A1	2013年 5月 23日
				WO	2011083441	A1	2011年 7月 14日
				CN	102858236	B	2015年 2月 11日
				EP	2521485	A4	2015年 5月 20日
CN	204232467	U	2015年 4月 1日	无			
CN	104688202	A	2015年 6月 10日	KR	20150067047	A	2015年 6月 17日
				JP	2015112488	A	2015年 6月 22日
				EP	2898822	A1	2015年 7月 29日
				TW	201526868	A	2015年 7月 16日
				US	2015157220	A1	2015年 6月 11日
CN	106413526	A	2017年 2月 15日	US	2015335283	A1	2015年 11月 26日
				WO	2015177594	A2	2015年 11月 26日
				KR	20170008197	A	2017年 1月 23日
US	6577897	B1	2003年 6月 10日	WO	9965390	A1	1999年 12月 23日
				CA	2335282	A1	1999年 12月 23日
				AU	3440499	A	2000年 1月 5日
				EP	1087696	A1	2001年 4月 4日
				IL	124964	A	2002年 2月 10日
				IL	124964	D0	1999年 1月 26日
CN	104797188	A	2015年 7月 22日	EP	2890290	A1	2015年 7月 8日
				US	2015208932	A1	2015年 7月 30日
				FI	124563	B	2014年 10月 15日
				EP	2890290	A4	2016年 4月 27日
				FI	20125887	A	2014年 3月 1日
				WO	2014033360	A1	2014年 3月 6日