



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110327038 A

(43)申请公布日 2019.10.15

(21)申请号 201910381002.2

(22)申请日 2019.05.08

(71)申请人 京东方科技集团股份有限公司

地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号

(72)发明人 梁思阳 张珣 杜辉

(74)专利代理机构 北京三高永信知识产权代理
有限责任公司 11138

代理人 杨广宇

(51)Int.Cl.

A61B 5/0428(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

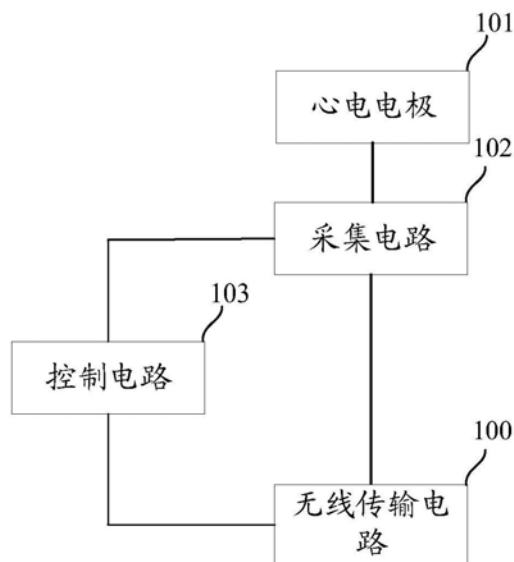
权利要求书3页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

心电采集电路、设备、方法和系统

(57)摘要

本发明公开了一种心电采集电路、设备、方法和系统,属于医疗设备领域。该心电采集电路包括:无线传输电路,被配置为接收第二心电采集设备发送的第一心电信号,第一心电信号包括第一心电电压和第一心电电压的第一采集时间;心电电极,被配置为检测人体皮肤上的电信号;采集电路,被配置为对心电电极检测到的电信号进行采集,得到第二心电电压;控制电路,被配置为基于采集电路得到的第二心电电压生成第二心电信号,第二心电信号包括第二心电电压和第二心电电压的第二采集时间;基于第一采集时间和第二采集时间处理无线传输电路接收到的第一心电信号和第二心电信号,得到心电指标信号。提高了用户佩戴心电采集设备的舒适性,使用户可以自由行动。



1. 一种心电采集电路,其特征在于,应用于第一心电采集设备,所述心电采集电路包括:

无线传输电路(100),被配置为接收第二心电采集设备发送的第一心电信号,所述第一心电信号包括第一心电电压和所述第一心电电压的第一采集时间;

心电电极(101),被配置为检测人体皮肤上的电信号;

采集电路(102),被配置为对所述心电电极(101)检测到的电信号进行采集,得到第二心电电压;

控制电路(103),被配置为基于所述采集电路(102)得到的第二心电电压生成第二心电信号,所述第二心电信号包括第二心电电压和所述第二心电电压的第二采集时间;基于所述第一采集时间和所述第二采集时间处理所述无线传输电路(100)接收到的第一心电信号和所述第二心电信号,得到心电指标信号。

2. 根据权利要求1所述的心电采集电路,其特征在于,所述控制电路(103),还被配置为如果所述第二采集时间和所述无线传输电路(100)接收到的第一心电信号中所述第一采集时间所对应的第三采集时间不同,基于所述第二采集时间和所述第一采集时间计算第一时间差,通过所述无线传输电路(100)将所述第一时间差发送给所述第二心电采集设备,所述第一采集时间用于表示从所述第二心电采集设备开机到采集所述第一心电电压的时长,所述第二采集时间用于表示从所述第一心电采集设备开机到采集所述第二心电电压的时长,所述第三采集时间用于表示从所述第一心电采集设备开机到采集所述第一心电电压的时长,所述第一心电采集设备开机时间早于所述第二心电采集设备开机时间。

3. 根据权利要求2所述的心电采集电路,其特征在于,

所述控制电路(103),被配置为基于从所述第一心电采集设备开机到所述第二心电采集设备开机的第二时间差、所述第二采集时间和所述第一采集时间,确定所述第二采集时间和所述第三采集时间是否相同。

4. 根据权利要求2所述的心电采集电路,其特征在于,所述无线传输电路(100),还被配置为接收所述第二心电采集设备开机时发送的指令;

所述控制电路(103),被配置为基于所述指令,确定从所述第一心电采集设备开机到所述第二心电采集设备开机的第二时间差。

5. 根据权利要求2所述的心电采集电路,其特征在于,所述控制电路(103),还被配置为如果所述第二采集时间和所述第三采集时间相同,则计算所述第二心电电压和所述第一心电电压的差分信号,得到心电指标信号。

6. 根据权利要求5所述的心电采集电路,其特征在于,所述控制电路(103),还被配置为对所述第二心电电压和所述第一心电电压进行平均,得到共模信号;通过所述无线传输电路(100)将所述共模信号发送给具有右腿驱动电路的设备。

7. 一种心电采集电路,其特征在于,应用于第二心电采集设备,所述心电采集电路包括:

心电电极(200),被配置为检测人体皮肤上的电信号;

采集电路(201),被配置为对所述心电电极(200)检测到的电信号进行采集,得到第一心电电压;

控制电路(202),被配置为基于所述采集电路(201)得到的第一心电电压生成第一心电

信号,所述第一心电信号包括第一心电电压和所述第一心电电压的第一采集时间;

无线传输电路(203),被配置为在所述控制电路(202)的控制下,发送所述第一心电信号。

8.根据权利要求7所述的心电采集电路,其特征在于,所述无线传输电路(203),还被配置为接收第一心电采集设备发送的第一时间差;

所述控制电路(202),还被配置为输出第一时钟信号对所述采集电路(201)进行控制;基于所述无线传输电路(203)接收到的第一时间差调整所述第一时钟信号的相位,使得所述第一时钟信号与第二时钟信号同步,所述第二时钟信号为所述第一心电采集设备的时钟信号,所述第一时钟信号与所述第二时钟信号频率相同。

9.一种心电采集设备,其特征在于,所述心电采集设备包括:心电采集电路、壳体(20)和与所述壳体(20)连接的腕带(30);所述心电采集电路为如权利要求1至6任一项所述的心电采集电路,或者如权利要求7或8所述的心电采集电路;

所述心电电极(101)嵌设在所述壳体(20)表面;

所述无线传输电路(100)、所述采集电路(102)和所述控制电路(103)设置在所述壳体(20)内。

10.一种心电采集系统,其特征在于,所述心电采集系统包括一个主设备(31)和至少一个从设备(32),所述主设备(31)为第一心电采集设备,所述第一心电采集设备包括如权利要求1至6任一项所述的心电采集电路,所述从设备(32)为第二心电采集设备,所述第二心电采集设备包括如权利要求7或8所述的心电采集电路。

11.根据权利要求10所述心电采集系统,其特征在于,所述心电采集系统包括两个从设备(32),所述一个主设备(31)和两个从设备(32)分别被配置在人体双手和左腿上。

12.根据权利要求11所述心电采集系统,其特征在于,所述心电采集系统还包括具有右腿驱动电路的设备(33)。

13.根据权利要求12所述心电采集系统,其特征在于,所述具有右腿驱动电路的设备(33),包括:

无线传输电路(300),被配置为接收所述主设备(31)发送的共模信号;

右腿驱动电路(301),被配置为对所述无线传输电路(300)接收到的共模信号进行处理,产生电流信号;

心电电极(302),被配置为向人体皮肤输出所述右腿驱动电路(301)产生的电流信号。

14.一种心电采集方法,其特征在于,应用于如权利要求1至6任一项所述的心电采集电路,所述方法包括:

通过所述无线传输电路接收第二心电采集设备发送的第一心电信号,所述第一心电信号包括第一心电电压和所述第一心电电压的第一采集时间;

通过所述采集电路对所述心电电极从人体皮肤上检测到的电信号进行采集,得到第二心电电压;

基于所述第二心电电压生成第二心电信号,所述第二心电信号包括第二心电电压和所述第二心电电压的第二采集时间;

基于所述第一采集时间和所述第二采集时间处理所述第一心电信号和所述第二心电信号,得到心电指标信号。

15. 一种心电采集方法,其特征在于,应用于如权利要求7或8所述的心电采集电路,所述方法包括:

通过所述采集电路对所述心电电极从人体皮肤上检测到的电信号进行采集,得到第一心电电压;

基于所述第一心电电压生成第一心电信号,所述第一心电信号包括第一心电电压和所述第一心电电压的第一采集时间;

通过所述无线传输电路发送所述第一心电信号。

心电采集电路、设备、方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备领域，特别涉及一种心电采集电路、设备、方法和系统。

背景技术

[0002] 在日常的心电监测中，心电采集系统可以有效监测患者的心率以及心脏节律性等重要指标，是心律不齐、心肌缺血和早期冠心病等疾病监测的必要设备。心电采集系统配备的心电电极采集的是心脏活动产生的电信号，每次心搏的心肌收缩都会使人体皮肤表面的电荷产生变化。而心电电极采集的就是此类活动中由电荷变化产生的电信号。

[0003] 心电采集系统通常包括多个心电电极，这些心电电极需要设置在人体四肢、胸部、腹部等位置，用来检测每次心搏的心肌收缩时在这些位置产生的电荷变化。心电电极系统还包括终端，各个心电电极采集到的电信号需要通过传输线传输给终端，最终由终端对这些心电电极产生的电信号进行处理。

[0004] 由于心电电极有多个，因而将每个心电电极连接到终端所需的传输线也很多，这些传输线同时佩戴在患者身上，一方面造成患者佩戴该心电采集设备的舒适度较低，另一方面影响了患者的行动。

发明内容

[0005] 本发明实施例提供了一种心电采集电路、设备、方法和系统，能够提高用户佩戴心电采集设备的舒适性，使用户可以自由行动。所述技术方案如下：

[0006] 第一方面，本发明的至少一实施例提供了一种心电采集电路，应用于第一心电采集设备，所述心电采集电路包括：无线传输电路，被配置为接收第二心电采集设备发送的第一心电信号，所述第一心电信号包括第一心电电压和所述第一心电电压的第一采集时间；心电电极，被配置为检测人体皮肤上的电信号；采集电路，被配置为对所述心电电极检测到的电信号进行采集，得到第二心电电压；控制电路，被配置为基于所述采集电路得到的第二心电电压生成第二心电信号，所述第二心电信号包括第二心电电压和所述第二心电电压的第二采集时间；基于所述第一采集时间和所述第二采集时间处理所述无线传输电路接收到的第一心电信号和所述第二心电信号，得到心电指标信号。

[0007] 在本发明实施例的一种实现方式中，所述控制电路，还被配置为如果所述第二采集时间和所述无线传输电路接收到的第一心电信号中所述第一采集时间所对应的第三采集时间不同，基于所述第二采集时间和所述第一采集时间计算第一时间差，通过所述无线传输电路将所述第一时间差发送给所述第二心电采集设备，所述第一采集时间用于表示从所述第二心电采集设备开机到采集所述第一心电电压的时长，所述第二采集时间用于表示从所述第一心电采集设备开机到采集所述第二心电电压的时长，所述第三采集时间用于表示从所述第一心电采集设备开机到采集所述第一心电电压的时长，所述第一心电采集设备开机时间早于所述第二心电采集设备开机时间。

[0008] 在本发明实施例的一种实现方式中，所述控制电路，被配置为基于从所述第一心

电采集设备开机到所述第二心电采集设备开机的第二时间差、所述第二采集时间和所述第一采集时间,确定所述第二采集时间和所述第三采集时间是否相同。

[0009] 在本发明实施例的一种实现方式中,所述无线传输电路,还被配置为接收所述第二心电采集设备开机时发送的指令;

[0010] 所述控制电路,被配置为基于所述指令,确定从所述第一心电采集设备开机到所述第二心电采集设备开机的第二时间差。

[0011] 在本发明实施例的一种实现方式中,所述控制电路,还被配置为如果所述第二采集时间和所述第三采集时间相同,则计算所述第二心电电压和所述第一心电电压的差分信号,得到心电指标信号。

[0012] 在本发明实施例的一种实现方式中,所述控制电路,还被配置为对所述第二心电电压和所述第一心电电压进行平均,得到共模信号;通过所述无线传输电路将所述共模信号发送给具有右腿驱动电路的设备。

[0013] 第二方面,本发明的至少一实施例提供了一种心电采集电路,应用于第二心电采集设备,所述心电采集设备电路:

[0014] 心电电极,被配置为检测人体皮肤上的电信号;

[0015] 采集电路,被配置为对所述心电电极检测到的电信号进行采集,得到第一心电电压;

[0016] 控制电路,被配置为基于所述采集电路得到的第一心电电压生成第一心电信号,所述第一心电信号包括第一心电电压和所述第一心电电压的第一采集时间;

[0017] 无线传输电路,被配置为在所述控制电路的控制下,发送所述第一心电信号。

[0018] 在本发明实施例的一种实现方式中,所述无线传输电路,还被配置为接收第二心电采集设备发送的第一时间差;

[0019] 所述控制电路,还被配置为输出第一时钟信号对所述采集电路进行控制;基于所述无线传输电路接收到的第一时间差调整所述第一时钟信号的相位,使得所述第一时钟信号与第二时钟信号同步,所述第二时钟信号为所述第二心电采集设备的时钟信号,所述第一时钟信号与所述第二时钟信号频率相同。

[0020] 第三方面,本发明的至少一实施例提供了一种心电采集设备,所述心电采集设备包括:心电采集电路、壳体和与所述壳体连接的腕带;所述心电采集电路为如第一方面任一项所述的心电采集电路,或者如第二方面任一项所述的心电采集电路;

[0021] 所述心电电极嵌设在所述壳体表面;

[0022] 所述无线传输电路、所述采集电路和所述控制电路设置在所述壳体内。

[0023] 第四方面,本发明的至少一实施例提供了一种心电采集系统,所述心电采集系统包括一个主设备和至少一个从设备,所述主设备为第一心电采集设备,所述第一心电采集设备包括如第一方面任一项所述的心电采集电路,所述从设备为第二心电采集设备,所述第二心电采集设备包括如第二方面任一项所述的心电采集电路。

[0024] 在本发明实施例的一种实现方式中,所述心电采集系统包括两个从设备,所述一个主设备和两个从设备分别被配置在人体双手和左腿上。

[0025] 在本发明实施例的一种实现方式中,所述心电采集系统还包括具有右腿驱动电路的设备。

- [0026] 在本发明实施例的一种实现方式中,所述具有右腿驱动电路的设备,包括:
- [0027] 无线传输电路,被配置为接收所述主设备发送的共模信号;
- [0028] 右腿驱动电路,被配置为对所述无线传输电路接收到的共模信号进行处理,产生电流信号;
- [0029] 心电电极,被配置为向人体皮肤输出所述右腿驱动电路产生的电流信号。
- [0030] 第五方面,本发明的至少一实施例提供了一种心电采集方法,应用于如第一方面任一项所述的心电采集电路,所述方法包括:
- [0031] 通过所述无线传输电路接收第二心电采集设备发送的第一心电信号,所述第一心电信号包括第一心电电压和所述第一心电电压的第一采集时间;
- [0032] 通过所述采集电路对所述心电电极从人体皮肤上检测到的电信号进行采集,得到第二心电电压;
- [0033] 基于所述第二心电电压生成第二心电信号,所述第二心电信号包括第二心电电压和所述第二心电电压的第二采集时间;基于所述第一采集时间和所述第二采集时间处理所述第一心电信号和所述第二心电信号,得到心电指标信号。
- [0034] 本发明的至少一实施例提供了一种心电采集方法,应用于如第二方面所述的心电采集电路,所述方法包括:
- [0035] 通过所述采集电路对所述心电电极从人体皮肤上检测到的电信号进行采集,得到第一心电电压;
- [0036] 基于所述第一心电电压生成第一心电信号,所述第一心电信号包括第一心电电压和所述第一心电电压的第一采集时间;
- [0037] 通过所述无线传输电路发送所述第一心电信号。
- [0038] 本发明实施例提供的技术方案带来的有益效果是:
- [0039] 在该心电采集电路中,通过心电电极来进行信号检测,然后通过采集电路和控制电路进行信号采集处理,同时通过无线传输电路接收第二心电采集设备发送的心电信号,由于该方案采用无线方式进行信号传输,因此,无需在心电采集设备上设置连接线,提高了用户佩戴心电采集设备的舒适性,使用户可以自由行动。另外,无线传输电路在传输心电电压时携带心电电压的采集时间,使得心电采集电路可以根据该采集时间来确定出同一时间采集到的心电电压,保证各个心电采集设备的信号同步,避免因为无线传输造成信号采集的质量下降。

附图说明

[0040] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对实施例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。

- [0041] 图1是本发明实施例提供的一种心电采集电路的结构框图;
- [0042] 图2是本发明实施例提供的一种采集电路的结构示意图;
- [0043] 图3是本发明实施例提供的一种控制电路的结构框图;
- [0044] 图4是本发明实施例提供的一种控制电路的电路图;

- [0045] 图5是本发明实施例提供的另一种心电采集电路的结构框图；
- [0046] 图6和图7分别为本发明实施例提供的心电采集终端在两个相对方向上的结构示意图；
- [0047] 图8是本发明实施例提供的一种心电采集系统的结构示意图；
- [0048] 图9是图8所示的心电采集系统的位置示意图；
- [0049] 图10是本发明实施例提供的具有右腿驱动电路的设备的结构示意图；
- [0050] 图11是本发明实施例提供的一种心电采集方法的流程图；
- [0051] 图12是本发明实施例提供的一种心电采集方法的流程图。

具体实施方式

[0052] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合附图对本发明实施方式作进一步地详细描述。

[0053] 图1是本发明实施例提供的一种心电采集电路的结构框图。参见图1，应用于第一心电采集设备（也即主设备），该心电采集电路包括：无线传输电路100、心电电极101、采集电路102和控制电路103。

[0054] 无线传输电路100被配置为接收第二心电采集设备发送的第一心电信号，第一心电信号包括第一心电电压和第一心电电压的第一采集时间。心电电极101被配置为检测人体皮肤上的电信号。采集电路102被配置为对心电电极101检测到的电信号进行采集，得到第二心电电压。控制电路103被配置为基于采集电路102得到的第二心电电压生成第二心电信号，第二心电信号包括第二心电电压和第二心电电压的第二采集时间；基于第一采集时间和第二采集时间处理无线传输电路100接收到的第一心电信号和第二心电信号，得到心电指标信号。

[0055] 其中，心电电极101可以为圆形金属电极片，通过该圆形电极片收集人体皮肤上的电信号。

[0056] 其中，心电指标信号用于指示用户的心电指标，例如指示用户的心率等。

[0057] 在该心电采集电路中，通过心电电极来进行信号检测，然后通过采集电路和控制电路进行信号采集处理，同时通过无线传输电路接收第二心电采集设备发送的心电信号，由于该方案采用无线方式进行信号传输，因此，无需在心电采集设备上设置连接线，提高了用户佩戴心电采集设备的舒适性，使用户可以自由行动。另外，无线传输电路在传输心电电压时携带心电电压的采集时间，使得心电采集电路可以根据该采集时间来确定出同一时间采集到的心电电压，保证各个心电采集设备的信号同步，避免因为无线传输造成信号采集的质量下降。

[0058] 图1所示的心电采集电路为心电采集系统中主设备的心电采集电路，第二心电采集设备则为心电采集系统中的从设备，主设备和从设备通过无线方式连接，主设备通过自身的检测和从设备上报的数据，来实现心电指标的计算。

[0059] 示例性地，心电采集电路的无线传输电路100可以采用蓝牙、无线高保真（WiFi）等技术进行无线传输。

[0060] 图2是本发明实施例提供的一种采集电路的结构示意图。参见图2，心电电极101设置在人体10上。

[0061] 该采集电路102包括前端电路121和模数转换器122,前端电路121被配置为将心电电极101检测到的电流信号转化为模拟电压信号;模数转换器122被配置为在时钟信号的控制下,对前端电路121输出的模拟电压信号进行周期性地采样,得到数字电压信号,也即前述第二心电电压。

[0062] 为了保证各心电采集设备采集到的心电信号的同步,各心电采集设备的采集电路的时钟信号需要采用统一的频率。

[0063] 其中,时钟信号可以由前述控制电路103提供。因此,控制电路103可以根据第二心电电压和时钟信号,确定出第二心电信号。

[0064] 例如,时钟信号为方波信号时,可以采用方波信号的上升沿控制采集电路102采集第二心电电压;在每采集到一个第二心电电压时,将采集该第二心电电压时的上升沿对应的时间作为第二采集时间,将第二心电电压和第二采集时间组合得到第二心电信号。

[0065] 参见图2,该前端电路121包括电阻r1、电阻r2、电阻r3、电容c1和电容c2,其中,电阻r1和电阻r2依次串联在心电电极101和模数转换器122之间,电容c1的一端连接在电阻r1和电阻r2之间,电容c1的另一端接地,电容c2并联在电阻r2的两端,电阻r3的一端连接在电阻r2和模数转换器122之间,电阻r3的另一端接地。通过该电路结构的前端电路121可以实现电流到电压的转换。

[0066] 在本发明实施例中,控制电路103在获取到第一心电信号和第二心电信号时,需要先确定第一心电电压的第一采集时间和第二心电电压的第二采集时间是否相同,然后再进行后续处理,保证处理的心电信号的同步。

[0067] 示例性地,控制电路103,还被配置为如果第二采集时间和无线传输电路100接收到的第一心电信号中第一采集时间所对应的第三采集时间不同,基于第二采集时间和第一采集时间计算第一时间差,通过无线传输电路100将第一时间差发送给第二心电采集设备。其中,第一采集时间用于表示从第二心电采集设备开机到采集第一心电电压的时长,第二采集时间用于表示从述第一心电采集设备开机到采集第二心电电压的时长,第三采集时间用于表示从第一心电采集设备开机到采集第一心电电压的时长,第一心电采集设备开机时间早于第二心电采集设备开机时间。

[0068] 这里的第一时间差,是指第一心电采集设备在采集第二心电电压时的时间,与第二心电采集设备在采集第一心电电压时的时间之间的差值。

[0069] 在第一心电采集设备作为主设备时,第一心电采集设备的心电采集电路可以基于各心电采集设备采集心电电压的时间,来计算各个设备与主设备采集时间之间的时间差,通过将该时间差发送给各个第二心电采集设备,使得这些心电采集设备可以根据该时间差来调整采集时间,从而实现各个心电采集设备采集到的心电电压的同步性。

[0070] 由于从设备可能存在多个,所以控制电路103可以分别针对各个第二心电采集设备来计算第一时间差,并分别发送给各个第二心电采集设备。通过主设备计算出的不同心电采集设备的时间差可能相同,也可能不同。

[0071] 为了便于主设备分辨不同的第二心电信号的归属,该第二心电信号中还携带有从设备的设备标识,例如采用序号标识不同的心电采集设备。

[0072] 在本发明实施例中,心电电压的采集时间可以以心电采集设备开机时间作为基准来记录。第一心电采集设备开机时间早于第二心电采集设备开机时间。也即在心电采集时,

第一心电采集设备先开机,第二心电采集设备后开机,此时第一心电采集设备开机到第二心电采集设备开机存在一个时间差,根据该时间差以及第一采集时间、第二采集时间,可以来判断第二采集时间和第三采集时间是否相同。

[0073] 控制电路103,被配置为基于从第一心电采集设备开机到第二心电采集设备开机的第二时间差、第二采集时间和第一采集时间,确定第二采集时间和第三采集时间是否相同。

[0074] 示例性地,控制电路103将第一采集时间加上第二时间差得到第三采集时间,然后比较第二采集时间和第三采集时间是否相同。如果不同,则将第二采集时间减去第三采集时间得到第一时间差,第一时间差为正,表示主设备先开始采集,第一时间差为负,表示从设备先开始采集。

[0075] 在该系统中,通常主设备(第一心电采集设备)先开机,然后从设备(第二心电采集设备)启动开机,从设备开机时向主设备发送指令,此时,主设备记录从设备开机的时间,例如是在主设备开机之后的第3秒;主设备在采集第二心电电压时,记录一个时间,即第二采集时间,例如在主设备开机之后的第5秒;从设备在采集第一心电电压时,以从设备的标准记录一个时间,即第一采集时间,例如在从设备开机之后的第2.001秒;该时间换算到主设备的时间,也即第三采集时间,为在主设备开机之后的第5.001秒;此时第二采集时间和第三采集时间不同,二者的时间差为0.001秒。

[0076] 在本发明实施例中,无线传输电路100,还被配置为接收第二心电采集设备开机时发送的指令;

[0077] 控制电路103,被配置为基于所述指令,确定从心电采集设备开机到第二心电采集设备开机的第二时间差。

[0078] 在确定出第二时间差后,控制电路103还可以记录该第二时间差,以供后续使用。

[0079] 通过记录接收到指令时,从心电采集设备开机到第二心电采集设备开机的第二时间差,为后续计算第二采集时间和第一采集时间的时间差做准备。需要说明的是,由于从设备和主设备间距离非常近,均布置在人体上,所以可以忽略传输延迟,将接收时间作为从设备开机时间。

[0080] 示例性地,控制电路103,还被配置为如果第二采集时间和第三采集时间相同,则计算第二心电电压和第一心电电压的差分信号,得到心电指标信号。

[0081] 在心电采集领域,通常采用不同心电电极检测到的信号的差分信号作为指标。由于直接采用到的心电电压较小,通过差分可以实现放大,使得信号大小满足后续信号处理的需求;并且,通过差分信号可以表示出人体电荷走向,满足心电领域对于信号的需求。

[0082] 在包括两个以上第二心电采集设备的实施方式里,控制电路会接收到多路第一心电信号,也即可以获得多个第一心电电压,在计算差分信号时,可以将多个第一心电电压以及第二心电电压,两两差分,得到多个差分信号,作为心电指标信号。例如,控制电路获得一个第一心电电压和两个第二心电电压,两个心电电压按照从设备的标号分别为1#第二心电电压和2#第二心电电压,控制电路依次计算第一心电电压和1#第二心电电压的差分信号、第一心电电压和2#第二心电电压的差分信号以及1#第二心电电压和2#第二心电电压的差分信号。

[0083] 其中,第一心电电压和第二心电电压均为数字信号。在计算差分信号时,可以有如

下两种方式：

[0084] 第一种，将数字信号转换为模拟信号，然后进行差分信号的计算，下面结合图3对这种方式进行说明：

[0085] 图3是本发明实施例提供的一种控制电路的结构框图。参见图3，该控制电路103可以包括：

[0086] 数模转换器131，被配置为对第一心电电压和第二心电电压进行数模转换；

[0087] 差分电路132，被配置为对经过数模转换后的第一心电电压和第二心电电压进行差分放大，得到差分信号。

[0088] 该实现方式通过模拟电路来进行差分信号的计算，以保证差分信号质量。由于第一心电电压和第二心电电压均为数字信号，因此在采用模拟电路计算差分信号时，需要先进行数模转换，然后通过差分电路计算差分信号。

[0089] 图4是本发明实施例提供的一种控制电路的电路图。参见图4，数模转换器131可以是2个数模转换器131，也可以是一个具有双通道的数模转换器。而在图2中，由于前端电路121只有一路输出，所以前述模数转换器122只需要单通道即可。

[0090] 参见图4，差分电路132可以包括：两个一级差分放大器A1和一个二级差分放大器A2，两个一级差分放大器A1的同相输入端分别连接采集电路102的输出端和无线传输电路100的输出端，两个一级差分放大器A1的反相输入端同时连接一参考电极Rg，两个一级差分放大器A1的输出端分别连接二级差分放大器A2的同相输入端和反相输入端。

[0091] 在该实现方式中，差分电路具体为二级差分放大电路，保证差分信号的质量。

[0092] 如图4所示，该差分电路132还可以包括分别连接在两个一级差分放大器A1的输出端和反相输入端之间的电阻R1和R2，分别连接在两个一级差分放大器A1的输出端和二级差分放大器A2的两个输入端之间的电阻R3和R4，连接在二级差分放大器A2的输出端和反相输入端之间的电阻R5，连接在二级差分放大器A2的同相输入端和地之间的电阻R6。

[0093] 第二种，直接通过数字信号计算差分信号：

[0094] 将第一心电电压直接减去第二心电电压来获得差分信号，这种方式相比于第一种电路较为简单。

[0095] 无论是哪种计算方式，都需要保证第一心电电压和第二心电电压的同步，也即进行差分的信号是同时采集的。

[0096] 可选地，控制电路103，还被配置为对第二心电电压和第一心电电压进行平均，得到共模信号；通过无线传输电路100将共模信号发送给具有右腿驱动电路的设备。

[0097] 主设备的心电采集电路可以通过结合各个从设备发送的心电信号计算出共模信号，将该共模信号发送给右腿驱动电路，实现对干扰的抑制，减少工频干扰，该工频干扰通常为50Hz。

[0098] 在本发明实施例中，该控制电路还被配置为根据前述计算出的差分信号确定用户的心率。由于人的心跳是周期性地，周期性地心跳产生的附着在人体皮肤上的电流信号也是周期性地，由于心电采集设备的采集周期远小于人的心跳周期，所以采集得到的前述第一心电电压的幅值是周期变化的，第二心电电压的幅值也是周期变化的，根据第一心电电压和第二心电电压确定出变化差分信号也是周期变化的，根据差分信号的变化周期即可确定出心率。当存在多个差分信号时，可以利用每个差分信号分别计算心率，最后进行取平均

值。

[0099] 在本发明实施例中,控制电路103和无线传输电路100可以集成在同一芯片上,例如均集成在无线传输芯片上,无线传输芯片上包括主控模块,该主控模块可以复用为控制电路103,从而节省芯片或电路资源。

[0100] 图5是本发明实施例提供的另一种心电采集电路的结构框图。参见图5,应用于第二心电采集设备(也即从设备),该心电采集电路包括:心电电极200、采集电路201、控制电路202和无线传输电路203。

[0101] 心电电极200,被配置为检测人体皮肤上的电信号。

[0102] 采集电路201,被配置为对心电电极200检测到的电信号进行采集,得到第一心电电压。

[0103] 控制电路202,被配置为基于采集电路201得到的第一心电电压生成第一心电信号,第一心电信号包括第一心电电压和第一心电电压的第一采集时间。

[0104] 无线传输电路203,被配置为在控制电路202的控制下,发送第一心电信号。

[0105] 在该心电采集电路中,通过心电电极来进行信号检测,然后通过采集电路和控制电路进行信号采集处理,最后通过无线传输电路发送出去,由于该方案采用无线方式进行信号传输,因此,无需在心电采集设备上设置连接线,提高了用户佩戴心电采集设备的舒适性,使用户可以自由行动。另外,无线传输电路在发送第一心电电压的同时发送第一心电电压的采集时间,使得主设备可以根据该采集时间来确定出同一时间采集到的心电电压,保证各个心电采集设备的信号同步,避免因为无线传输造成信号采集的质量下降。

[0106] 图5提供的心电采集电路为从设备的心电采集电路,其结构与图1提供的主设备的结构电路相同,差别在于数据处理过程以及控制过程不同。

[0107] 在本发明实施例中,从设备的心电采集电路除了需要采集心电信号并传输给主设备外,还需要完成与主设备的同步。

[0108] 示例性地,无线传输电路203,还被配置为接收第二心电采集设备发送的第一时间差;

[0109] 控制电路202,还被配置为输出第一时钟信号对采集电路201进行控制;基于无线传输电路203接收到的第一时间差调整第一时钟信号的相位,使得第一时钟信号与第二时钟信号同步,第二时钟信号为第二心电采集设备的时钟信号,第一时钟信号与第二时钟信号频率相同。

[0110] 在该实现方式中,心电采集电路作为从设备的心电采集电路,通过接收主设备发送的第一时间差对时钟信号进行调整,从而实现同步。

[0111] 具体地,由于主从设备的控制电路输出的时钟信号的频率相同,因此,通过获得第一时间差调节相位,即可实现时钟信号的同步,由于采集是在时钟信号控制下进行的,时钟信号同步,则可以使得采集数据的时间同步。

[0112] 示例性地,控制电路202计算第一时间差对应的相位值,按照该相位值移动第一时钟信号的相位。

[0113] 例如,控制电路202将第一时间差除以第一时钟信号的周期得到前述相位值。其中,第一时间差可以有正负,正负表示第一时钟信号调整相位时,移动的方向不同,如第一时间差为正,表示主设备先开始采集,需要前移第一时钟信号的相位,第一时间差为正负,

表示从设备先开始采集,需要后移第一时钟信号的相位。

[0114] 另外,为了完成从设备和主设备的同步,从设备的无线传输电路203还被配置为在设备开机时,向主设备发送指令时,该指令用于指示从设备的开机时间。主设备通过记录接收到指令时,从主设备开机到从设备开机的第二时间差,为后续计算第一时间差做准备,关于主设备如何使用该指控,可以参考前面关于主设备中控制电路的描述。需要说明的是,由于从设备和主设备间距离非常近,均布置在人体上,所以可以忽略传输延迟,将接收时间作为从设备开机时间。

[0115] 图6和图7分别为本发明实施例提供的心电采集终端在两个相对方向上的结构示意图。参见图6和图7,该心电采集终端包括壳体20和与壳体20连接的腕带30。心电电极101嵌设在壳体20的表面,从而可以与人体接触,进而通过人体皮肤检测心电信号。

[0116] 该心电采集终端可以为前述第一心电采集终端,或前述第二心电采集终端。该心电采集终端可以包括如图1或者如图5所示的心电采集电路。

[0117] 无线传输电路100(或无线传输电路203)、采集电路102(或采集电路201)和控制电路103(或控制电路202)等均设置在壳体20内。通过采用腕带式结构,使得心电采集设备能够佩戴到用户的四肢上。

[0118] 壳体20内除了上述电路外,还包括电源,例如一电池,用于为上述电路供电,保证心电采集终端工作。

[0119] 如图6、7所示,腕带30连接在壳体20的两端,且腕带30的两端可以配合连接,例如采用卡扣或者魔术贴连接,从而实现将心电采集终端可拆卸设置在人体的四肢。该心电采集终端通过腕带30进行绑定,解决了心电检测中需要佩戴粘性胶贴心电电极造成的不舒适的问题。

[0120] 可选地,心电采集设备中的无线传输电路100(或无线传输电路203)还可以将第一心电信号、第二心电信号、差分信号、心率中的一个或多个发送给单独的主机终端,例如计算机设备,以在主机终端上显示、存储或使用这些数据。

[0121] 可选地,该心电采集设备还可以包括显示模块,显示模块可以用来显示前述计算得到的心率变化,以及时间等信息。

[0122] 可选地,心电采集设备还可以包括存储模块,存储模块用于存储前述第一心电信号、第二心电信号等数据。该存储模块可以为安全数码(Secure Digital Memory,SD)卡。

[0123] 图8是本发明实施例提供的一种心电采集系统的结构示意图。参见图8,心电采集系统包括一个主设备31和至少一个从设备32,主设备31包括如图1所示的心电采集电路,从设备32包括如图5所示的心电采集电路。

[0124] 在该心电采集系统中,通过心电电极来进行信号检测,然后通过采集电路和控制电路采集处理,同时通过无线传输电路接收第二心电采集设备发送的心电信号,由于该方案采用无线方式进行信号传输,因此,无需在心电采集设备上设置连接线,提高了用户佩戴心电采集设备的舒适性,使用户可以自由行动。另外,无线传输电路在传输心电电压时携带心电电压的采集时间,使得心电采集设备可以根据该采集时间来确定出同一时间采集到的心电电压,保证各个心电采集设备的信号同步,避免因为无线传输造成信号采集的质量下降。

[0125] 图9是图8所示的心电采集系统的位置示意图。参见图9,该心电采集系统包括两个

从设备32,一个主设备31和两个从设备32分别被配置在人体双手和左腿上,从而实现分体式无线心电采集系统。其中,主设备31可以设置在双手和左腿中的任一个上。

[0126] 通过将3个采集设备分布在双手和左腿,保证采集到的信号能够用于对于人体健康指标的指示。

[0127] 两个从设备32分别将各位置采集到的心电信号通过无线传输电路发射出去。而主设备31可以接收由两个从设备32发送的心电信号,再结合自身采集到的心电信号,将数据处理成三个肢体导联的心电数据。

[0128] 可选地,该心电采集系统还包括具有右腿驱动电路的设备33,设备33设置在人体右腿上。通过设置具有右腿驱动电路的设备,实现干扰抑制功能。

[0129] 图10是本发明实施例提供的具有右腿驱动电路的设备33的结构示意图,参见图10,设备33包括:无线传输电路300、右腿驱动电路301和心电电极302。

[0130] 无线传输电路300,被配置为接收主设备31发送的共模信号;

[0131] 右腿驱动电路301,被配置为对无线传输电路300接收到的共模信号进行处理,产生电流信号;

[0132] 心电电极302,被配置为向人体皮肤输出右腿驱动电路301产生的电流信号。

[0133] 采用与心电采集设备相近的结构,实现具有右腿驱动电路的设备,便于设计和制作。

[0134] 其中,右腿驱动电路301包括处理电路、数模转换器和转换电路,其中处理电路被配置为对共模信号进行相位处理,例如移相,其中移相是指移动信号的相位,使得信号的波形发生变化,如正弦信号变成余弦信号;数模转换器被配置为将共模信号从数字信号转换为模拟信号;转换电路被配置为将模拟信号由电压信号转换为电流信号,并输出给心电电极。

[0135] 在该心电采集系统中,主设备和从设备的无线传输方式可以采用蓝牙无线网络(Mesh)自组网技术,或者WiFi Mesh等一对多的低功耗数据传输方式。

[0136] 采用一对多的传输方式,也即一个无线传输电路同时接收多个发射源的信号。由于在发送心电信号时携带了心电信号的采集时间,因此可以实现各路信号的同步性,从而保证在差分处理时的时间一致性。

[0137] 可选地,该系统还可以包括一主机终端,心电采集设备中的无线传输电路100还可以将第一心电信号、第二心电信号、差分信号、心率中的一个或多个发送给该主机终端,以在主机终端上显示、存储或使用这些数据。

[0138] 图11是本发明实施例提供的一种心电采集方法的流程图。该方法由图1所示的心电采集电路中的控制电路执行,参见图11,该方法包括:

[0139] 步骤401:通过无线传输电路接收第二心电采集设备发送的第一心电信号,第一心电信号包括第一心电电压和第一心电电压的第一采集时间。

[0140] 该步骤的详细过程可以参照前述无线传输电路100的描述。

[0141] 步骤402:通过采集电路对心电电极从人体皮肤上检测到的电信号进行采集,得到第二心电电压。

[0142] 该步骤的详细过程可以参照前述采集电路102的描述。

[0143] 步骤403:基于第二心电电压生成第二心电信号,第二心电信号包括第二心电电压

和第二心电电压的第二采集时间;基于第一采集时间和第二采集时间处理第一心电信号和第二心电信号,得到心电指标信号。

[0144] 该步骤的详细过程可以参照前述控制电路103的描述。

[0145] 在该心电采集方法中,通过心电电极来进行信号检测,然后通过采集电路和控制电路进行信号采集处理,同时通过无线传输电路接收第二心电采集设备发送的心电信号,由于该方案采用无线方式进行信号传输,因此,无需在心电采集设备上设置连接线,提高了用户佩戴心电采集设备的舒适性,使用户可以自由行动。另外,无线传输电路在传输心电电压时携带心电电压的采集时间,使得心电采集设备可以根据该采集时间来确定出同一时间采集到的心电电压,保证各个心电采集设备的信号同步,避免因为无线传输造成信号采集的质量下降。

[0146] 图12是本发明实施例提供的一种心电采集方法的流程图。该方法由图5所示的心电采集电路中的控制电路执行,参见图12,该方法包括:

[0147] 步骤501:通过采集电路对心电电极从人体皮肤上检测到的电信号进行采集,得到第一心电电压。

[0148] 该步骤的详细过程可以参照前述采集电路201的描述。

[0149] 步骤502:基于第一心电电压生成第一心电信号,第一心电信号包括第一心电电压和第一心电电压的第一采集时间。

[0150] 该步骤的详细过程可以参照前述控制电路202的描述。

[0151] 步骤503:通过无线传输电路发送第一心电信号。

[0152] 该步骤的详细过程可以参照前述无线传输电路203的描述。

[0153] 在该心电采集方法中,通过心电电极来进行信号检测,然后通过采集电路和控制电路进行信号采集处理,最后通过无线传输电路发送出去,由于该方案采用无线方式进行信号传输,因此,无需在心电采集设备上设置连接线,提高了用户佩戴心电采集设备的舒适性,使用户可以自由行动。另外,无线传输电路在发送第一心电电压的同时发送第一心电电压的采集时间,使得主设备可以根据该采集时间来确定出同一时间采集到的心电电压,保证各个心电采集设备的信号同步,避免因为无线传输造成信号采集的质量下降。

[0154] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,并不用以限制本发明,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。

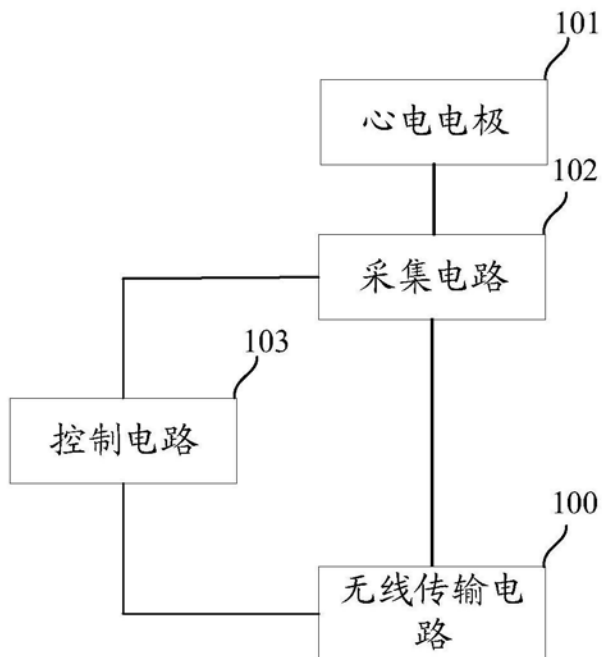


图1

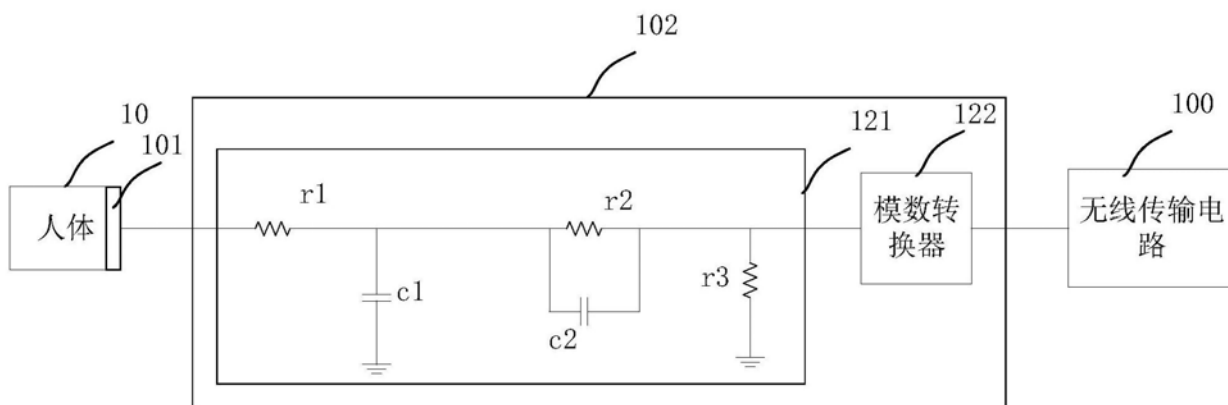


图2

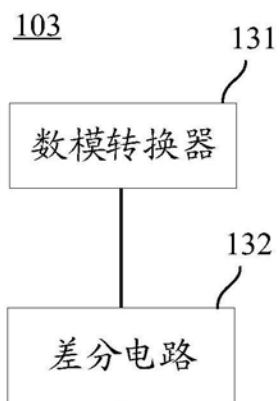


图3

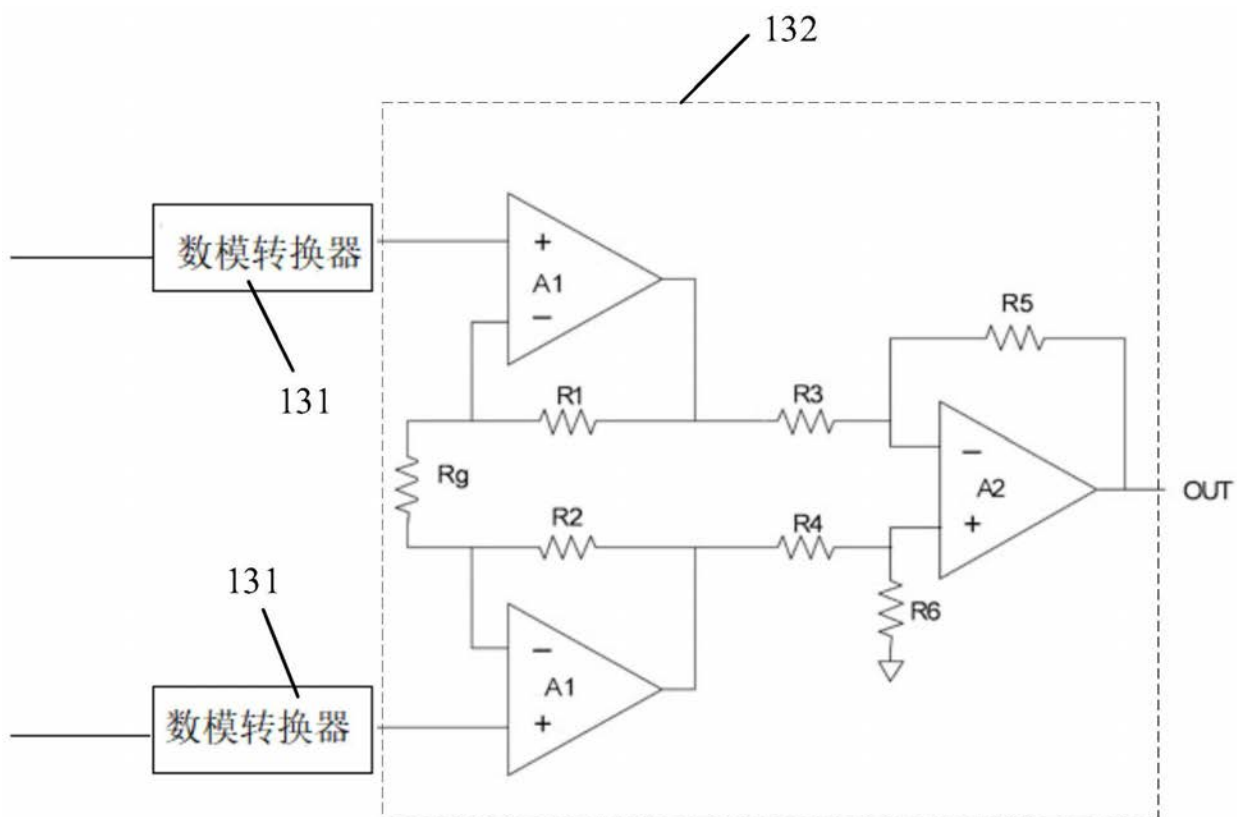


图4

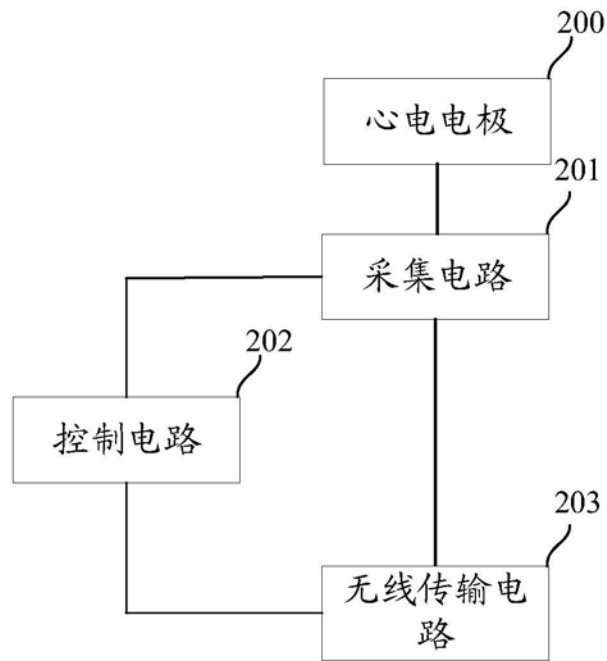


图5

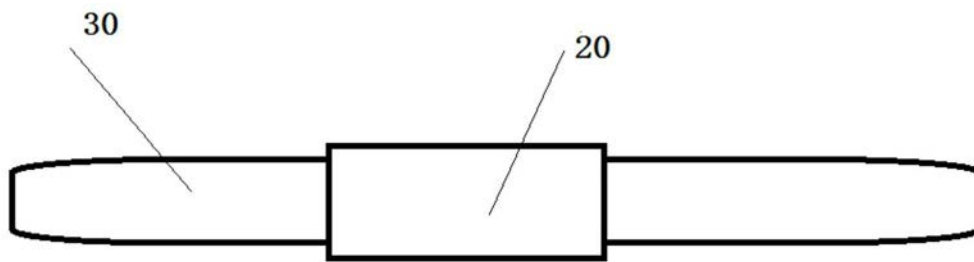


图6

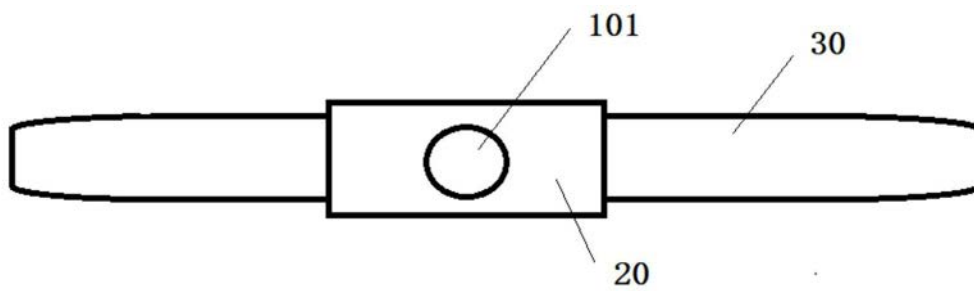


图7

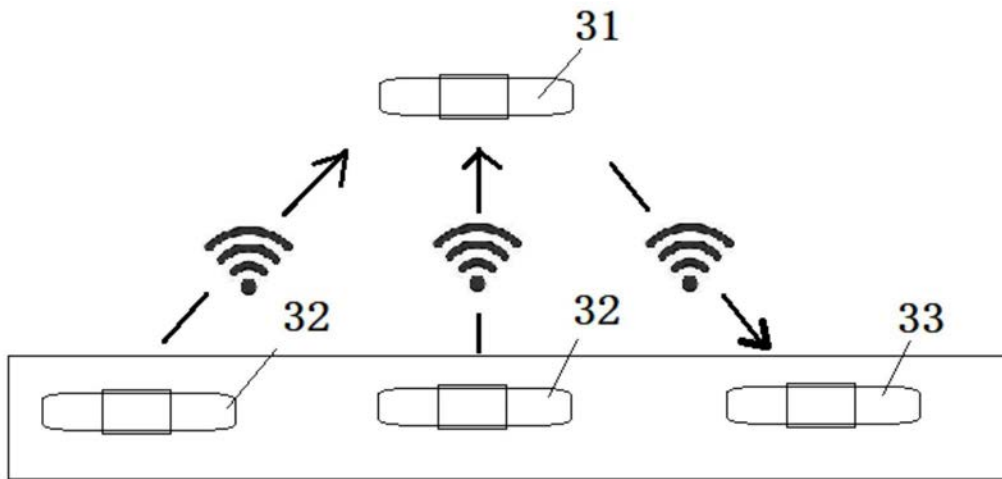


图8

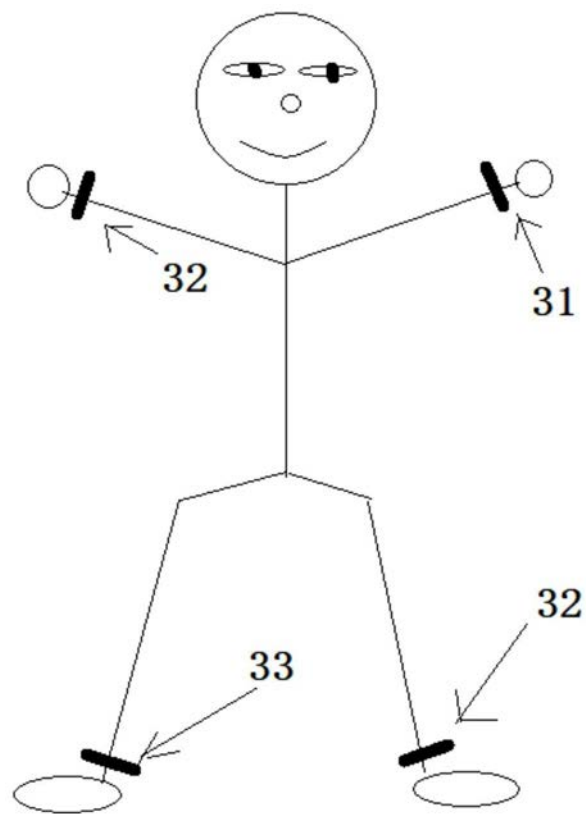


图9

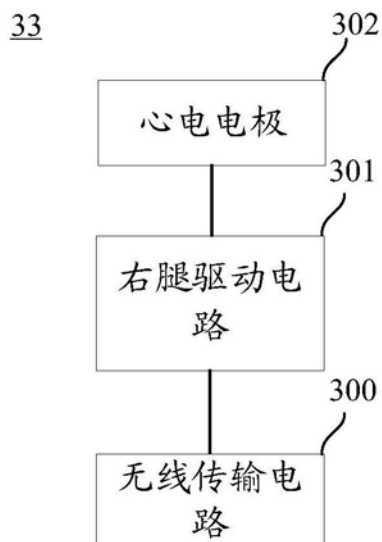


图10

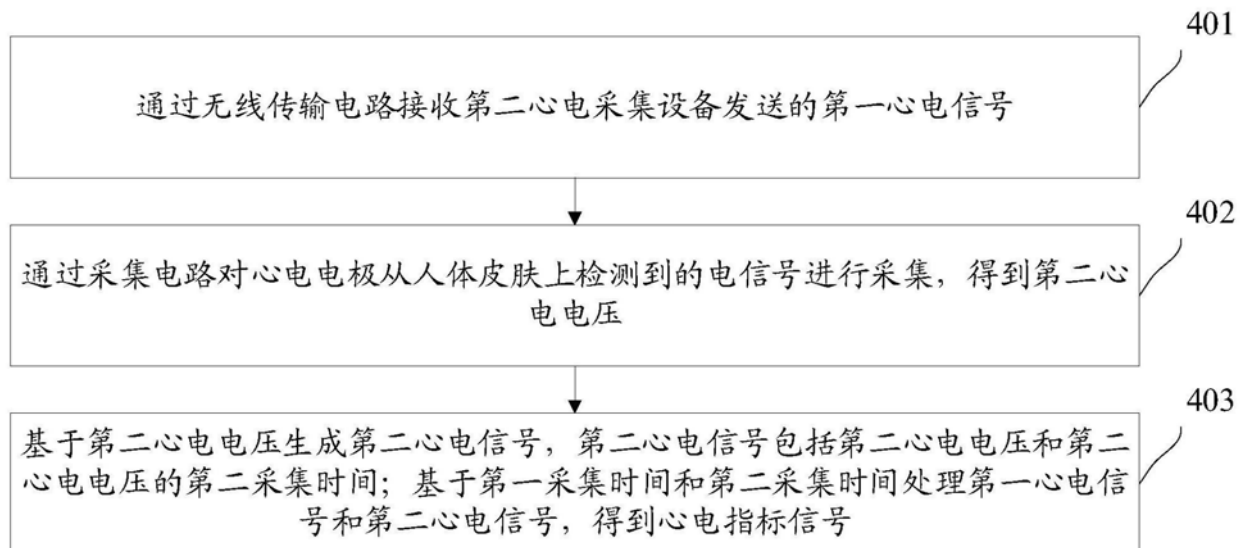


图11

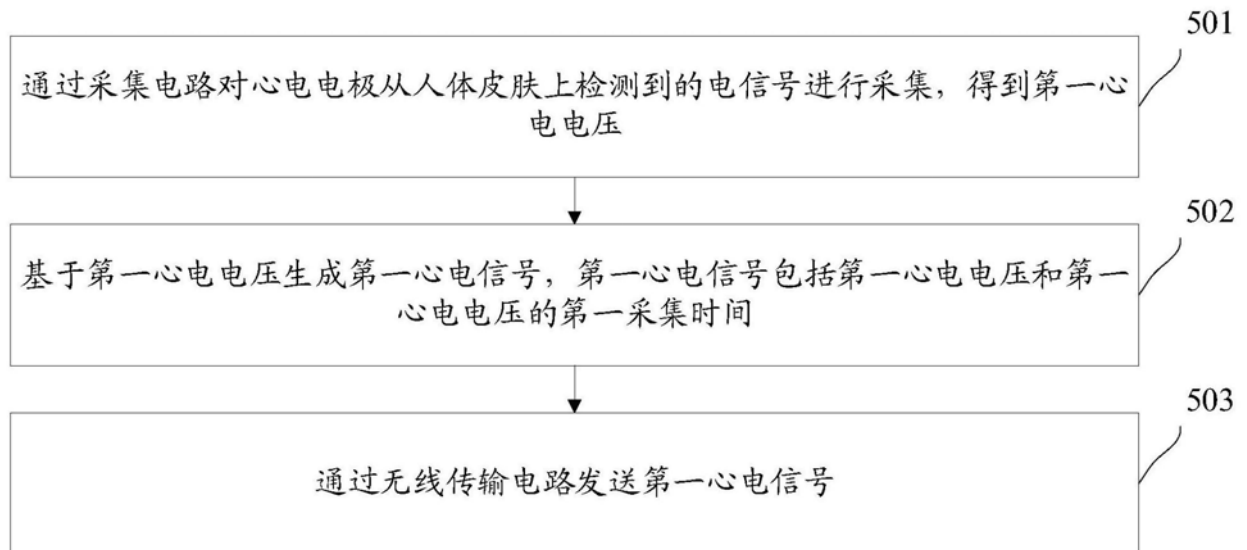


图12

专利名称(译)	心电采集电路、设备、方法和系统		
公开(公告)号	CN110327038A	公开(公告)日	2019-10-15
申请号	CN201910381002.2	申请日	2019-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
[标]发明人	张珣 杜辉		
发明人	梁思阳 张珣 杜辉		
IPC分类号	A61B5/0428 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0006 A61B5/0015 A61B5/0428		
代理人(译)	杨广宇		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种心电采集电路、设备、方法和系统，属于医疗设备领域。该心电采集电路包括：无线传输电路，被配置为接收第二心电采集设备发送的第一心电信号，第一心电信号包括第一心电电压和第一心电电压的第一采集时间；心电电极，被配置为检测人体皮肤上的电信号；采集电路，被配置为对心电电极检测到的电信号进行采集，得到第二心电电压；控制电路，被配置为基于采集电路得到的第二心电电压生成第二心电信号，第二心电信号包括第二心电电压和第二心电电压的第二采集时间；基于第一采集时间和第二采集时间处理无线传输电路接收到的第一心电信号和第二心电信号，得到心电指标信号。提高了用户佩戴心电采集设备的舒适性，使用户可以自由行动。

