



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110680303 A

(43)申请公布日 2020.01.14

(21)申请号 201910870888.7

A61B 5/1455(2006.01)

(22)申请日 2019.09.16

(71)申请人 深圳市理邦精密仪器股份有限公司

地址 518122 广东省深圳市坪山新区坑梓  
街道金沙社区金辉路15号

(72)发明人 罗崇 陈德伟 董利超

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理  
有限公司 11250

代理人 安凯

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0444(2006.01)

A61B 5/03(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

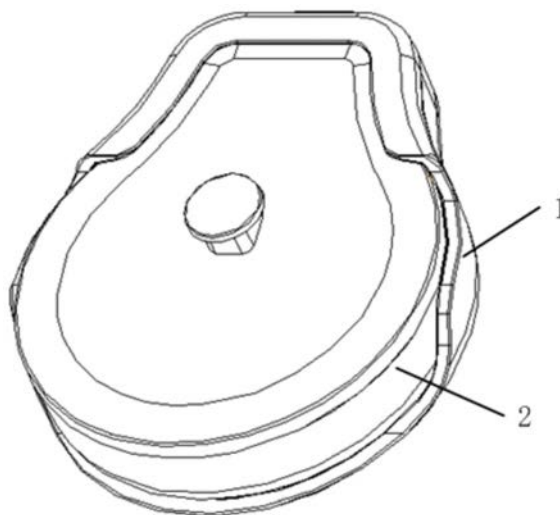
权利要求书1页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

一种检测探头以及胎儿监护仪

(57)摘要

本发明提供了一种检测探头以及胎儿监护仪,检测探头包括探头本体和可拆卸安装于所述探头本体的安装结构,所述安装结构上设置有用于心率检测的心率传感器、用于数据传输的插座和连接所述心率传感器和所述插座的导联线。如此设计,通过单个检测装置即可实现多种功能,一体化程度高;而且当心率传感器出现故障和老化的情况时,可通过安装结构可以与探头本体分离,仅需维修更换相应的零部件即可,便于维护,节约成本。同时,安装结构也对探头本体形成一定的保护,提升检测探头的抗跌落能力。



1. 一种检测探头,其特征在于:包括探头本体(2)和可拆卸安装于所述探头本体(2)的安装结构(1),所述安装结构(1)上设置有用于心率检测的心率传感器、用于数据传输的插座(4)和连接所述心率传感器和所述插座(4)的导联线(5)。

2. 根据权利要求1所述的检测探头,其特征在于:所述安装结构(1)为与所述探头本体(2)的外壳契合且可拆卸扣合于所述探头本体(2)的壳体结构。

3. 根据权利要求2所述的检测探头,其特征在于:所述壳体结构包括与所述探头本体(2)贴合的作用面(3)以及与所述作用面(3)连接的连接部,所述连接部包裹于所述探头本体(2)外周边缘,所述作用面(3)在检测时贴合于用户,所述心率传感器设置于所述作用面(3)。

4. 根据权利要求3所述的检测探头,其特征在于:所述心率传感器为设置于所述作用面(3)的心电电极。

5. 根据权利要求4所述的检测探头,其特征在于:所述心电电极包括分别用于获取左臂和右臂心电信号的左臂主电极(LA)和右臂主电极(RA)。

6. 根据权利要求5所述的检测探头,其特征在于:还包括与所述左臂主电极(LA)间隔设定距离设置的至少一个用于获取左臂区域心电信号的左臂副电极,以及,与所述右臂主电极(RA)间隔设定距离设置的至少一个用于获取右臂区域心电信号的右臂副电极。

7. 根据权利要求6所述的检测探头,其特征在于:所述左臂副电极和所述右臂副电极均设置有两个,分别为第一左臂副电极(LA1)和第二左臂副电极(LA2),以及,第一右臂副电极(RA1)和第二右臂副电极(RA2)。

8. 根据权利要求7所述的检测探头,其特征在于:所述左臂主电极(LA)与所述第二右臂副电极(RA2)的组成的导联轴垂直于所述右臂主电极(RA)和所述第二左臂副电极(LA2)组成的导联轴。

9. 根据权利要求4-8中任一项所述的检测探头,其特征在于:还包括用于改善系统共模抑制能力的右腿驱动电极(RL)。

10. 根据权利要求3所述的检测探头,其特征在于:所述导联线(5)设置于所述作用面(3)与所述探头本体(2)之间,所述壳体结构开设有允许所述心率传感器贯穿的贯通孔。

11. 根据权利要求10所述的检测探头,其特征在于:所述导联线(5)为柔性FPC线、或,印刷于所述壳体结构朝向所述探头本体(2)一侧的导电结构。

12. 根据权利要求1所述的检测探头,其特征在于:所述心率传感器为血氧光体积描记传感器。

13. 根据权利要求1所述的检测探头,其特征在于:所述探头本体(2)为外宫缩压力探头、胎心探头或内监护探头。

14. 一种胎儿监护仪,其特征在于:包括权利要求1-13中任一项所述的检测探头。

## 一种检测探头以及胎儿监护仪

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备技术领域,具体涉及一种检测探头以及胎儿监护仪。

### 背景技术

[0002] 胎儿监护仪中胎儿心率的获取原理主要是利用超声多普勒效应,超声波遇到密度变化的组织之后会发生发射,而运动的物体反射时,会造成超声波发生频率偏移,这些频率偏移可以被解调出来,这些信息就代表了组织运动的情况,通过计算运动的频率可以获得心脏相关运动频率,也就可以计算出心率。目前现有技术中,会将探头照射范围的所有回波进行解调和计算,因此非常可能测量到母亲腹部的血管,而当母亲的心率较高时,非常容易将母亲心率误识别为胎儿心率,造成误诊。

[0003] 为了减少这种问题发生的风险,胎儿监护仪一直都采用测量胎儿心率的同时,同步测量母亲心率,将胎儿心率与母亲心率进行对比,用于判断胎儿心率的来源是否正确。

[0004] 常见的是利用血氧或心电的方法测量母亲心率,血氧和心电都需要采用传感器。血氧一般是指夹式、耳夹式或额头贴的方式,心电一般采用导联线贴电极片,这两种形式都会使用线缆,这些传感器和线缆使用时,不会特别舒适,且会干扰孕妇的活动。

[0005] 鉴于此,在一些血氧技术的方案中将血氧传感器集成到宫缩探头。在宫缩探头使用时,传感器会贴紧孕妇的皮肤,通过血氧技术,测量孕妇的腹部微细血管的血氧信号,计算孕妇心率,这种方式解决了传统方案的线缆问题,然而,传感器集成在探头内,血氧传感器采用的LED,这种元件会发生光衰,寿命比较短,容易损坏,集成在探头内部不利于维护,需要整个探头更换,给使用者带来额外的维修成本。

### 发明内容

[0006] 因此,本发明要解决的技术问题在于克服现有技术中集成在其他探头本体的心率传感器容易损坏,不利于维护,需要整个探头更换,给使用者带来额外的维修成本的缺陷,从而提供一种检测探头以及胎儿监护仪。

[0007] 本发明提供了一种检测探头,包括探头本体和可拆卸安装于所述探头本体的安装结构,所述安装结构上设置有用于心率检测的心率传感器、用于数据传输的插座和连接所述心率传感器和所述插座的导联线。

[0008] 可选的,所述安装结构为与所述探头本体的外壳契合且可拆卸扣合于所述探头本体的壳体结构。

[0009] 可选的,述壳体结构包括与所述探头本体贴合的作用面以及与所述作用面连接的连接部,所述连接部包裹于所述探头本体外周边缘,所述作用面在检测时贴合于用户,所述心率传感器设置于所述作用面。

[0010] 可选的,所述心率传感器为设置于所述作用面的心电电极。

[0011] 可选的,所述心电电极包括分别用于获取左臂和右臂心电信号的左臂主电极和右臂主电极。

[0012] 可选的,还包括与所述左臂主电极间隔设定距离设置的至少一个用于获取左臂区域心电信号的左臂副电极,以及,与所述右臂主电极间隔设定距离设置的至少一个用于获取右臂区域心电信号的右臂副电极。

[0013] 可选的,所述左臂副电极和所述右臂副电极均设置有两个,分别为第一左臂副电极和第二左臂副电极,以及,第一右臂副电极和第二右臂副电极。

[0014] 可选的,所述左臂主电极与所述第二右臂副电极的组成的导联轴垂直于所述右臂主电极和所述第二左臂副电极组成的导联轴。

[0015] 可选的,还包括用于改善系统共模抑制能力的右腿驱动电极。

[0016] 可选的,所述导联线设置于所述作用面与所述探头本体之间,所述壳体结构开设有允许所述心率传感器贯穿的贯通孔。

[0017] 可选的,所述导联线为柔性FPC线、或,印刷于所述壳体结构朝向所述探头本体一侧的导电结构。

[0018] 可选的,所述心率传感器为血氧光体积描记传感器。

[0019] 可选的,所述探头本体为外宫缩压力探头、胎心探头或内监护探头。

[0020] 本发明同时提供了一种胎儿监护仪,包括上述任一项所述的检测探头。

[0021] 本发明技术方案,具有如下优点:

[0022] 1. 本发明提供了一种检测探头,其包括探头本体和可拆卸安装于所述探头本体的安装结构,所述安装结构上设置有用于心率检测的心率传感器、用于数据传输的插座和连接所述心率传感器和所述插座的导联线。如此设计,通过单个检测探头即可实现多种功能,一体化程度高,而且当心率传感器出现故障和老化的情况时,可通过安装结构可以与探头本体分离,仅需维修更换相应的零部件即可,便于维护,节约成本。同时,安装结构也对探头本体形成一定的保护,提升检测探头的抗跌落能力。

[0023] 2. 本发明提供了一种检测探头,其所述安装结构为与所述探头本体的外壳契合且可拆卸扣合于所述探头本体的壳体结构,如此设计,实现与探头本体可拆卸安装的同时,也对探头本体形成保护,提升探头本体抗跌落能力。

[0024] 3. 本发明提供了一种检测探头,其心电电极包括在作用面上环绕中心设置的7个心电电极,通过两两组合可获取与心电轴不同角度的信号以覆盖标准的心电轴范围,从而减少用户的操作动作;可通过软件和算法自动调整最佳信号通道,针对探头摆放位置,自动调整至心电传导最佳方向,确保获取最大最优的信号,保证整个监护过程的稳定可靠,减少人为操作带来的影响。

## 附图说明

[0025] 为了更清楚地说明本发明具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式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,下面描述中的附图是本发明的一些实施方式,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。

[0026] 图1为本发明的第一种实施方式中提供的一种检测探头的结构示意图;

[0027] 图2为图1所示的安装结构与心电电极的结构示意图;

[0028] 图3为图1所示的安装结构、导联线与插座的结构示意图;

- [0029] 图4为图2中心电电极的工作电路图；
- [0030] 图5为人体额面与水平面常见导联方向示意图；
- [0031] 图6为本发明的第二种实施方式中提供的一种检测探头中安装结构与心电电极的结构示意图；
- [0032] 图7为本发明提供的一种心率获取方法实施例的流程图。
- [0033] 附图标记说明：
- [0034] 1-安装结构、2-探头本体、3-作用面、4-插座、5-导联线。
- [0035] 101-第一差分放大器、102-第二差分放大器、103-第三差分放大器、104-第四差分放大器、105-第五差分放大器、106-第六差分放大器、107-处理单元。
- [0036] LA:左臂主电极,LA1:第一左臂副电极,LA2:第二左臂副电极；
- [0037] RA:右臂主电极,RA1:第一右臂副电极,RA2:第二右臂副电极；
- [0038] RL:右腿驱动电极。

### 具体实施方式

[0039] 下面将结合附图对本发明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做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。

[0040] 图1至图4示出了本发明提供的一种检测探头实施例。

[0041] 该检测探头包括探头本体2、安装结构1和心率传感器。本实施例中,探头本体2采用外宫缩压力探头,用于检测宫缩压力。但探头本体2不限于外宫缩压力探头,可以是用于测量成人或胎儿其他参数的探头,如胎心探头或内监护探头等等,且不限于有线探头或无线探头。

[0042] 探头本体2包括靠近用户的内侧面、与内侧面相对设置的外侧面以及连接内侧面和外侧面的外周面。内侧面包括贴合用户以实现探头本体2检测功能的检测区域,外侧面上设置有绑带扣,用于用户通过绑带将检测探头绑缚在腹部。

[0043] 安装结构1为与探头本体2的外壳契合的壳体结构。该壳体结构可直接套在探头本体2外部与探头本体2组合成为一体,并且可自探头本体2自由拆卸与探头本体2分离。具体地,壳体结构包括与探头本体2的内侧面贴合的作用面3以及与作用面3边缘连接的连接部。作用面3对应内侧面的检测区域镂空设置,以便探头本体2实现检测功能。连接部包裹于探头本体2外周面,末端具有朝向探头本体2中心位置延伸设定距离的扣合部,扣合部用于壳体结构与探头本体2的扣合连接。壳体结构安装于探头本体2时也自然地成为探头本体2的保护壳,进一步保护探头本体2,提升检测探头的抗跌落能力。

[0044] 为了便于壳体结构与探头本体2之间的拆装,壳体结构采用可以形变的弹性材料制成,例如塑料或硅胶材料,显然壳体材料不限于以上两种材料。而壳体结构的厚度以不过分增加检测探头的整体尺寸,不影响使用体验为宜,可以根据探头本体2的尺寸以及检测探头的设计尺寸确定,本实施例中厚度为1mm。

[0045] 作用面3在检测时贴合于用户,心率传感器设置于作用面3。作用面3上设置有允许心率传感器贯穿的贯通孔和对应探头本体2检测区域的镂空区。本实施例中,镂空区为圆形结构,而贯通孔设置于镂空区的外周。

[0046] 心率传感器为设置于作用面3的心电电极。心电电极采用可导电的材质制成,材质不限于铜、金、不锈钢和碳等材料;同时造型可设计成为方形、平面,圆点等等,贯通孔的形状对应心电电极的形状设计。

[0047] 如图2所示,本实施例中,心电电极包括在作用面3上环绕中心设置的7个心电电极,对成人心脏形成夹角。7个心电电极分别为左臂主电极LA、第一左臂副电极LA1、第二左臂副电极LA2、右腿驱动电极RL、第二右臂副电极RA2和第一右臂副电极RA1和右臂主电极RA。由于人体之间的差异,心电电极之间的间距和角度可以自由设定,没有特殊的限制。

[0048] 其中,左臂主电极LA和右臂主电极RA为固定电极,分别用于获取成人左臂和右臂的心电信号。

[0049] 第一左臂副电极LA1和第二左臂副电极LA2与左臂主电极LA间隔一定的距离设置,为用于获取成人左臂区域心电信号的区域电极。第一左臂副电极LA1与右臂主电极RA差分以及第二左臂副电极LA2与右臂主电极RA差分,可获取与左臂主电极LA与右臂主电极RA差分信号不同的信号,获取与心电轴不同角度的信号。

[0050] 第一右臂副电极RA1和第二右臂副电极RA2与右臂主电极RA间隔一定的距离设置,为用于获取成人右臂区域心电信号的区域电极。左臂主电极LA与第一右臂副电极RA1差分以及左臂主电极LA与第二右臂副电极RA2差分,可获取与左臂主电极LA与右臂主电极RA差分信号不同的信号,获取与心电轴不同角度的信号。

[0051] 人体心脏的每一个心动周期均伴随着心肌细胞的除极和复极过程,这种生物电变化通过心脏周围的导电组织和体液反映到体表,使身体各部位在每一个心动周期中都发生有规律的电变化,在肢体或躯体合适位置放置电极将不同部位的电信号检测出来,放大并描记可记录心脏电活动,得到心电图形(ECG)。

[0052] 心电电极拾取的心电图形波形大小取决于心电轴(平均QRS向量)在导联轴上的投影长度。请参考图5,成人用心电轴正常时在三维空间中方向在额面是朝左、朝下,即位于I导联与aVF导联之间;在水平面是朝后,即位于V6与负的V2之间。正常人额面心电轴分布范围国内标准为 $0^{\circ}$ - $90^{\circ}$ 。

[0053] 请参考图2,左臂主电极LA与第二右臂副电极RA2的组成的导联轴垂直于右臂主电极RA和第二左臂副电极LA2组成的导联轴,从而使得左臂主电极LA与第二右臂副电极RA2组合和第二左臂副电极LA2与右臂主电极RA组合的检测角度为 $90^{\circ}$ ,从而可以覆盖标准的心电轴范围。

[0054] 右腿驱动电极RL用于改善系统的共模干扰,通过右腿驱动电极RL获取人体体表的共模电压,然后通过负反馈放大的方式输回人体,从而达到抵消共模干扰的作用,从根本上抑制共模电压。

[0055] 壳体结构上设置有插座4和导联线5。请参考图3,插座4用于传输生理数据,采用金属针接触或其他方式实现信号连接。导联线5采用柔性FPC线,用于连接心电电极与插座4以传输相关生理信号。导联线5利用焊接或导电胶等方式与心电电极连接。导联线5放置在探头本体2与壳体结构之间,利用壳体结构对导联线5进行保护。导联线5还可采用线缆、银浆印刷等工艺制成。

[0056] 通过上述描述可知,本发明提供的检测探头通过单个检测探头即可实现多种功能,一体化程度高,提高用户的使用体验。而且当心率传感器出现故障和老化的情况时,可

通过安装结构可以与探头本体分离,仅需维修更换相应的零部件即可,克服了现有技术中不利于维护,需要整个检测探头更换,给使用者带来额外的维修成本等缺陷,便于维护,节约成本。

[0057] 图4示出了本发明提供的检测探头中心电电极工作电路图。其中,左臂主电极LA、第一左臂副电极LA1、第二左臂副电极LA2、右臂主电极RA、第一右臂副电极RA1和第二右臂副电极RA2分别与对应的缓冲放大器(Buffer)相连。

[0058] 由于皮肤接触电阻的不同、心电信号又很弱等原因,如果直接放大心电电极的心电信号,则要求放大器有极高的输入阻抗,现有技术中很难做到,通过设置缓冲放大器(Buffer),使得信号与差分放大器输入端达到阻抗匹配,保证了心电信号不失真、无干扰。

[0059] 左臂主电极LA与右臂主电极RA分别通过对应的缓冲放大器(Buffer)连接至第一差分放大器101的两个输入端,第一差分放大器101的输出端连接至处理单元107,组成左臂主电极LA与右臂主电极RA差分电路,实现心电信号差分、放大及信号采样。

[0060] 左臂主电极LA与第一右臂副电极RA1分别通过对应的缓冲放大器(Buffer)连接至第二差分放大器102的两个输入端,第二差分放大器102的输出端连接至处理单元107,组成左臂主电极LA与第一右臂副电极RA1差分电路,实现心电信号差分、放大及信号采样。

[0061] 左臂主电极LA与第二右臂副电极RA2分别通过对应的缓冲放大器(Buffer)连接至第三差分放大器103的两个输入端,第三差分放大器103的输出端连接至处理单元107,组成左臂主电极LA与第二右臂副电极RA2差分电路,实现心电信号差分、放大及信号采样。

[0062] 第一左臂副电极LA1与右臂主电极RA分别通过对应的缓冲放大器(Buffer)连接至第四差分放大器104的两个输入端,第四差分放大器104的输出端连接至处理单元107,组成第一左臂副电极LA1与右臂主电极RA差分电路,实现心电信号差分、放大及信号采样。

[0063] 第二左臂副电极LA2与右臂主电极RA分别通过对应的缓冲放大器(Buffer)连接至第五差分放大器105的两个输入端,第五差分放大器105的输出端连接至处理单元107,组成第二左臂副电极LA2与右臂主电极RA差分电路,实现心电信号差分、放大及信号采样。

[0064] 左臂主电极LA与右臂主电极RA分别通过对应的缓冲放大器(Buffer)连接至第六差分放大器106,第六差分放大器106的输出端连接至右腿驱动电极RL,组成右腿驱动电路。右腿驱动电路通过右腿驱动电极RL获取人体体表的共模电压,然后通过负反馈放大的方式输回人体,从而达到抵消共模干扰的作用,从根本上抑制共模电压。

[0065] 差分放大器包括两个输入端和一个输出端,将两个输入端电压的差以一固定增益放大从而增加信号的输出功率。它透过电源取得能量来源,以控制输出信号的波形与输入信号一致,但具有较大的振幅。

[0066] 处理单元用于判断实际各通道采集信号质量,决策采用最佳信号质量的通道数据进行相关计算。

[0067] 通过上述电路,可实现对不同电极组合心电信号差分、放大与采样,通过两两组合可获取与心电轴不同角度的信号以覆盖标准的心电轴范围,从而减少用户的操作动作;并判断信号质量,决策采用最佳信号质量的电极组合进行相关计算。从而自动调整至心电传导最佳方向,确保获取最大最优的信号,保证整个监护过程的稳定可靠,减少人为操作带来的影响。

[0068] 作为另一种实施方式,心率传感器可替换成血氧光体积描记传感器,通过检测由使用者腹部血管引起的反射光从而计算出使用者的心率。本发明中的心率传感器也可以为多种类型的心率传感器同时使用,心率传感器类型不限于心电、血氧等。

[0069] 作为另一种实施方式,如图6所示,心电电极包括在作用面3上环绕中心设置的3个心电电极。3个心电电极分别为左臂主电极LA、右腿驱动电极RL和右臂主电极RA。左臂主电极LA和右臂主电极RA为固定电极,用于分别获取成人左臂和右臂的心电信号。

[0070] 由此可以看出,本发明提供的检测探头可仅保留固定电极,通过采集固定电极的心电信号即可获取使用者的心率。该检测探头在使用时可依据心电信号幅度,轻度调整探头电极系统,使导联轴与心电轴三维空间中夹角较小,以获取到正向的、相对较大的心电信号。显而易见地,为了减少用户的操作动作,避免用户操作对监护结构产生影响,并且为了获得更好的信号,优选的方案为采用上述实施方式中的多电极设计方案。

[0071] 作为另一种实施方式,右腿驱动电极RL用于提高系统共模抑制能力,在某些实施方式中可省略。例如,心电电极包括在作用面3上环绕中心设置的6个心电电极,对成人心脏形成夹角。6个心电电极分别为左臂主电极LA、第一左臂副电极LA1、第二左臂副电极LA2、第二右臂副电极RA2和第一右臂副电极RA1和右臂主电极RA。

[0072] 作为另一种实施方式,心电电极包括在作用面3上环绕中心设置的5个心电电极,对成人心脏形成夹角。5个心电电极分别为左臂主电极LA、第一左臂副电极LA1、右腿驱动电极RL和第一右臂副电极RA1和右臂主电极RA。左臂副电极和右臂副电极称为区域电极,区域电极的数目可以根据实际情况进行改变,不局限于左右各两个,可为左右各一个,也可为左右对应设置有多个。

[0073] 本发明同时提供了一种胎儿监护仪实施例,其包括上述实施例中的检测探头。

[0074] 本发明实施例同时提供一种心率获取方法,该心率获取方法应用于包含左臂主电极LA和右臂主电极RA,以及,左臂副电极和右臂副电极的检测探头。在该心率获取方法中,不对左臂副电极和右臂副电极的具体数目作具体限制,左臂副电极和右臂副电极的数目可以根据实际情况进行改变。

[0075] 如图7所示,该心率获取方法主要包括:

[0076] 步骤S1:获取各心电电极的心电数据;

[0077] 各心电电极的心电数据的获取可通过现有技术中的采集电路实现,也可采用如图4所示的工作电路获取。

[0078] 步骤S2:将左臂主电极LA和左臂副电极分别与右臂主电极RA和右臂副电极配对形成多个电极组合,对多个电极组合进行差分处理得到差分信号。

[0079] 左臂副电极和右臂主电极RA差分可获取与左臂主电极LA和右臂主电极RA差分信号不同的信号,可获取与心电轴不同角度的信号。

[0080] 同理,左臂主电极LA和右臂副电极差分可获取与左臂主电极LA和右臂主电极RA差分信号不同的信号,可获取与心电轴不同角度的信号。

[0081] 因此,通过左臂主电极LA和左臂副电极分别与右臂主电极RA和右臂副电极配对,可形成多个导联轴与心电轴成不同夹角的电极组合,从而覆盖不同的心电轴范围,以便获取更多可供选择的心电信号。

[0082] 步骤S3:比较多个电极组合的差分信号;

[0083] 通常导联轴与心电轴三维空间中夹角越小,心电信号为正向,且相对较大。因此,通过比较各差分信号的强度和/或幅度等信号质量。根据信号质量可判断此电极组合导联轴与心电轴三维空间中夹角。

[0084] 步骤S4:对最佳信号质量的电极组合处理得到心率。

[0085] 经过步骤S3对比后,可得到具有最佳信号质量的一组电极组合,该电极组合的导联轴与心电轴三维空间中夹角最小。由于电极拾取的心电图波形大小取决于平均QRS向量(QRS心电轴)在导联轴上的投影长度。因此,采用最佳信号质量的电极组合获取的心率结果最佳。

[0086] 如何设计,针对心电电极摆放位置,通过配对对比可获取与心电轴不同角度的信号,自动调整至心电传导最佳方向,确保获取最好信号,保证整个监护过程的稳定可靠,减少人为操作带来的影响。

[0087] 可选的,在本发明的一些实施例中,为了改善系统的共模抑制(CMR)性能,心电电极还包括右腿驱动电极RL。

[0088] 心电电极在获取到人体体表心电信号的同时,还会引入环境电信号,如交流电源、安全系统和射频干扰(RFI)等,以便放大和显示心电信号。然而共模电压不提供有关心脏的任何有用信息,实际上还可能影响测量精度。心率获取过程中必须能够在响应目标信号——差模ECG电压的同时,抑制共模干扰。在有小差分信号的情况下抑制大共模信号的能力,就是系统的共模抑制(CMR)性能。

[0089] 右腿驱动的工作原理是通过右腿驱动电极RL获取人体体表的共模电压,然后通过负反馈放大的方式输回人体,从而达到抵消共模干扰的作用,从根本上抑制共模电压。

[0090] 因此,为了改善系统共模抑制能力,本实施例中该心率获取方法还包括:

[0091] 通过右腿驱动电极RL获取共模电压;

[0092] 将与共模电压相匹配的抑制电压输送至左臂主电极LA和右臂主电极RA。

[0093] 在一些实施方案中,右腿驱动电极RL可省略。

[0094] 针对包含7个心电电极的检测探头,步骤S2对应7个心电电极的实施方式,包括:

[0095] 左臂主电极LA与右臂主电极RA进行差分处理得到差分信号;

[0096] 左臂主电极LA与第一右臂副电极RA1进行差分处理得到差分信号;

[0097] 左臂主电极LA与第二右臂副电极RA2进行差分处理得到差分信号;

[0098] 第一左臂副电极LA1与右臂主电极RA进行差分处理得到差分信号;

[0099] 第二左臂副电极LA2与右臂主电极RA进行差分处理得到差分信号。

[0100] 如此设计,第一左臂副电极LA1与右臂主电极RA差分以及第二左臂副电极LA2与右臂主电极RA差分,可获取与左臂主电极LA与右臂主电极RA差分信号不同的信号,可获取与心电轴不同角度的信号。

[0101] 左臂主电极LA与第一右臂副电极RA1差分以及左臂主电极LA与第二右臂副电极RA2差分,可获取与左臂主电极LA与右臂主电极RA差分信号不同的信号,可获取与心电轴不同角度的信号。

[0102] 左臂主电极LA与第二右臂副电极RA2的组成的导联轴垂直于右臂主电极RA和第二左臂副电极LA2组成的导联轴。从而使得左臂主电极LA与第二右臂副电极RA2组合和第二左臂副电极LA2与右臂主电极RA组合的检测角度为 $90^\circ$ ,可以覆盖标准的心电轴范围。

[0103] 本方案中,区域电极数目可为左右各一个,也可为多个。其相应的心率获取方法根据上述方案适应性改变即可,配对处理方法与上述方案相同,本文不再赘述。

[0104] 可选的,在本发明的一些实施例中,所述获取各心电电极的心电信号,还包括:

[0105] 对心电数据滤波预处理,所述滤波预处理包括滤除基线漂移、工频干扰、肌电干扰。并突出QRS波成分。适当增大了高通滤波截止频率,用于抑制该装置较易引入的较高频率的基线偏移。

[0106] 根据信号幅值信息调节R波检测阈值底线,使小幅度的R波可顺利被检测到。

[0107] 检测心拍位置获取RR间隔,根据RR间隔判断心电数据是有效。

[0108] 可选的,在本发明的一些实施例中,所述对最佳信号质量的电极组合处理得到心率,包括:

[0109] 根据信号峰值信息识别可能引入的运动伪迹干扰;

[0110] 在干扰段根据当前心率基线通过峰值间隔检测法选取更为准确的R波位置。结合干扰识别结果矫正于扰段波峰测易造成的误检。

[0111] 本发明实施例还提供一种心率获取装置,包括:

[0112] 获取模块,用于获取各心电电极的心电数据;

[0113] 差分模块,用于将左臂主电极和左臂副电极分别与右臂主电极和右臂副电极配对形成多个电极组合,对多个电极组合进行差分处理得到差分信号;

[0114] 比较模块,用于比较多个电极组合的差分信号;

[0115] 处理模块,对最佳信号质量的电极组合处理得到心率。

[0116] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

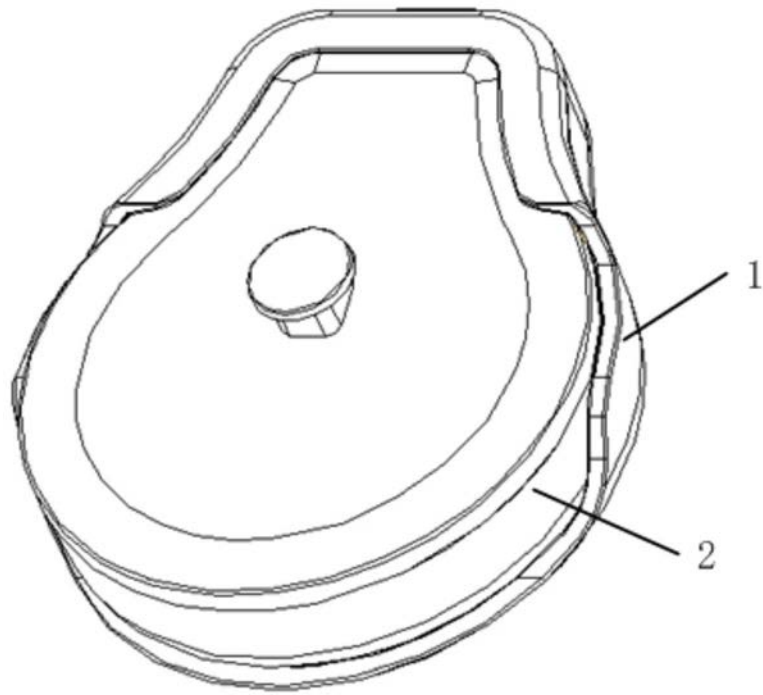


图1

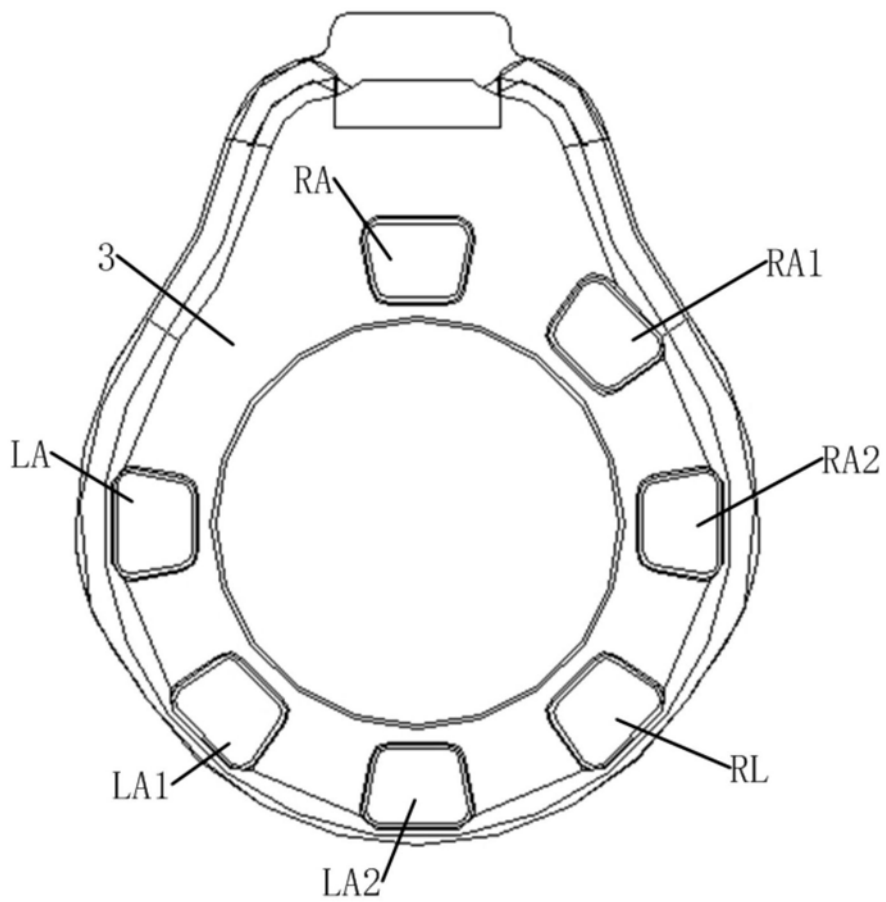


图2

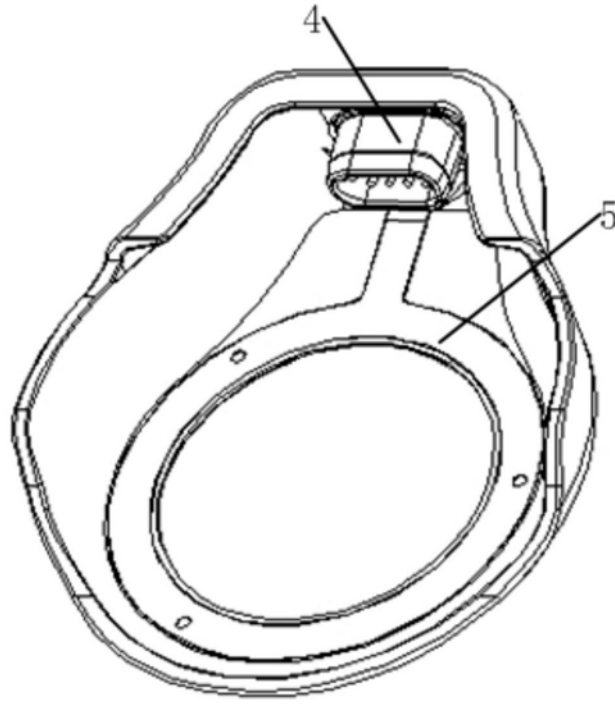


图3

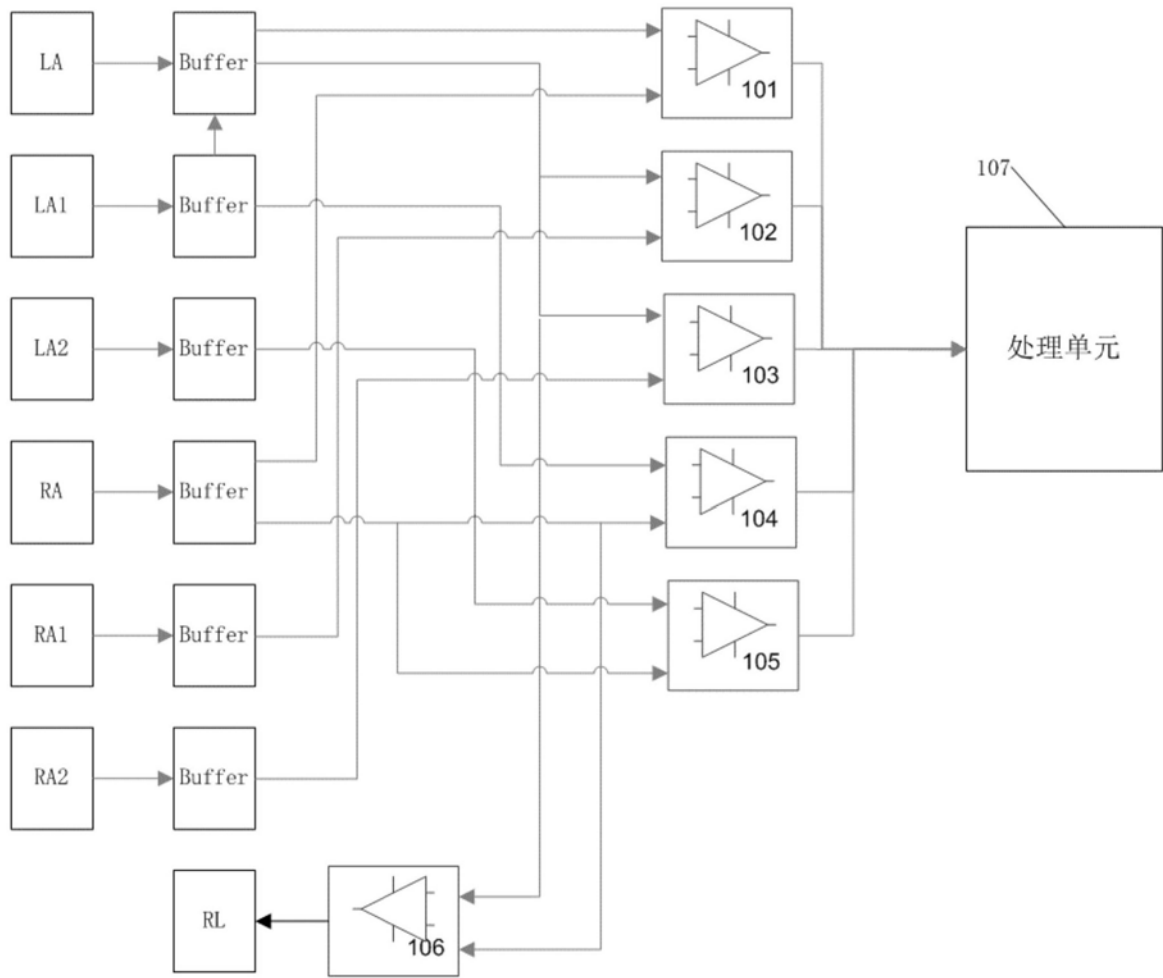


图4

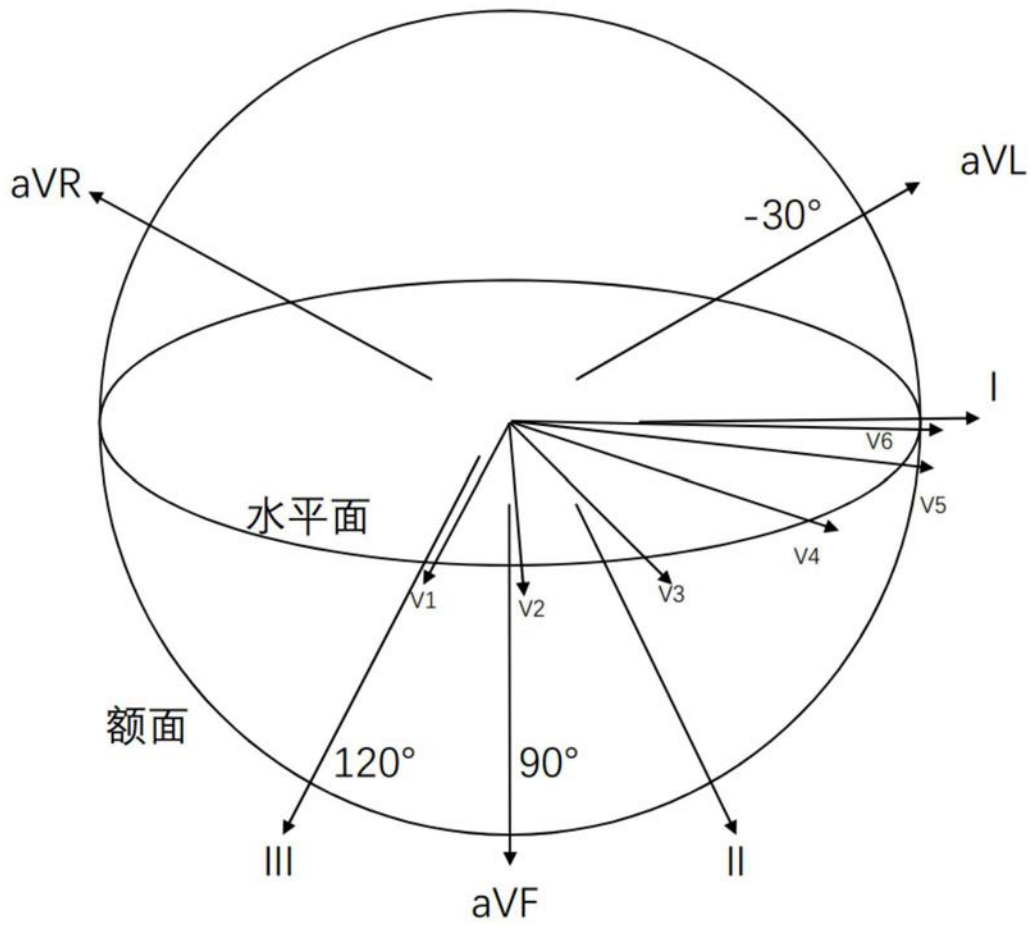


图5

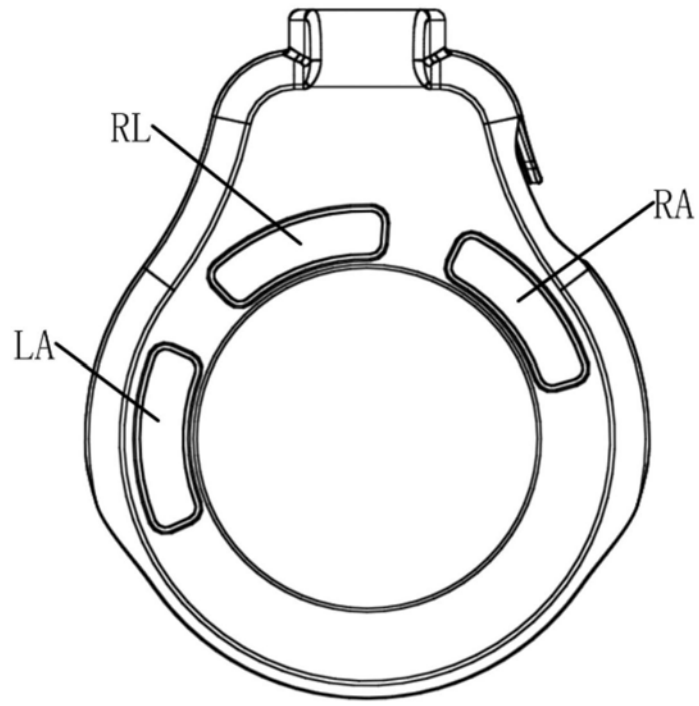


图6

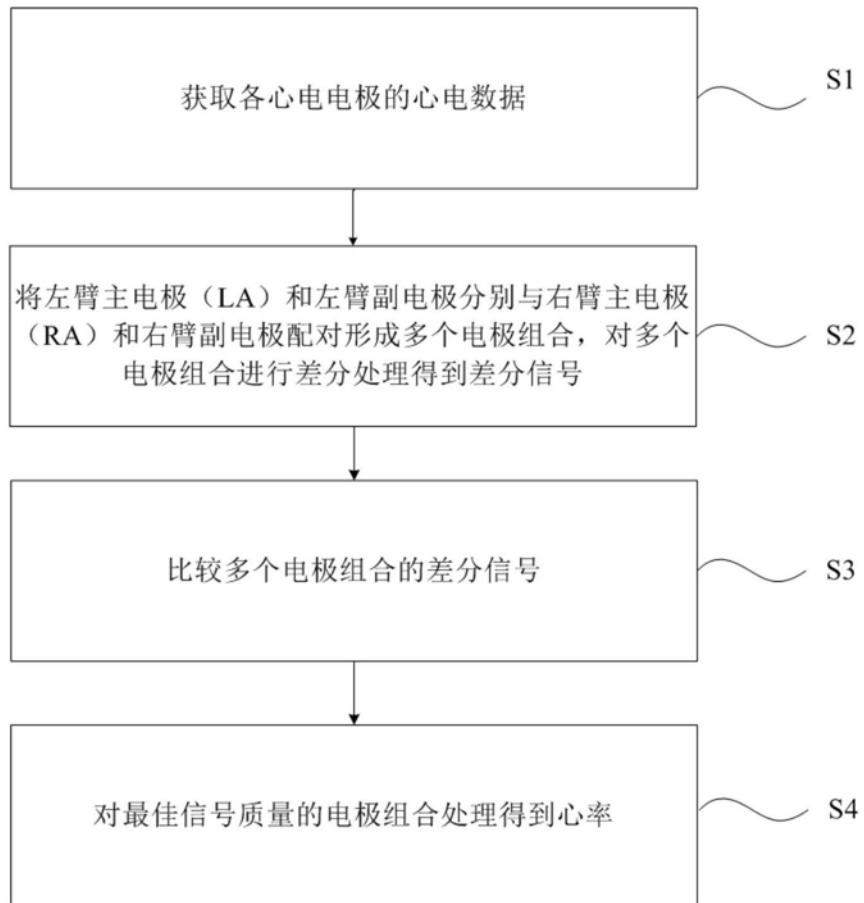


图7

专利名称(译)	一种检测探头以及胎儿监护仪		
公开(公告)号	<a href="#">CN110680303A</a>	公开(公告)日	2020-01-14
申请号	CN201910870888.7	申请日	2019-09-16
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市理邦精密仪器股份有限公司		
[标]发明人	罗崇 陈德伟 董利超		
发明人	罗崇 陈德伟 董利超		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0205 A61B5/0444 A61B5/03 A61B5/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02411 A61B5/02416 A61B5/0245 A61B5/033 A61B5/0402 A61B5/0444 A61B5/14542 A61B5/14551 A61B5/4356 A61B5/4362 A61B2503/02		
代理人(译)	安凯		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了一种检测探头以及胎儿监护仪，检测探头包括探头本体和可拆卸安装于所述探头本体的安装结构，所述安装结构上设置有用于心率检测的心率传感器、用于数据传输的插座和连接所述心率传感器和所述插座的导联线。如此设计，通过单个检测装置即可实现多种功能，一体化程度高；而且当心率传感器出现故障和老化的情况时，可通过安装结构可以与探头本体分离，仅需维修更换相应的零部件即可，便于维护，节约成本。同时，安装结构也对探头本体形成一定的保护，提升检测探头的抗跌落能力。

