



# (12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 205268157 U

(45) 授权公告日 2016. 06. 01

(21) 申请号 201521034699. X

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

(22) 申请日 2015. 12. 11

(73) 专利权人 包骏

地址 201203 上海市浦东新区张江哈雷路  
1011 号 502 室

专利权人 何基伟

(72) 发明人 何基伟 雷洋 常亮 包骏

(74) 专利代理机构 上海三和万国知识产权代理  
事务所 (普通合伙) 31230

代理人 章鸣玉

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006. 01)

A61B 5/0408(2006. 01)

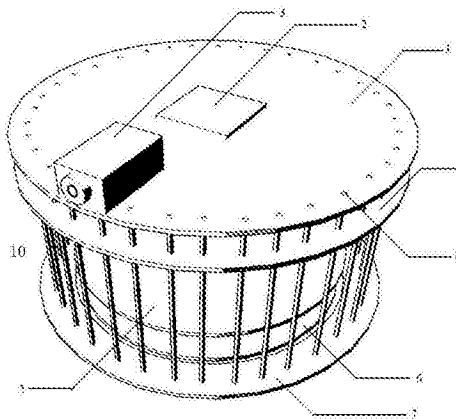
权利要求书1页 说明书9页 附图7页

## (54) 实用新型名称

非接触式心电传感器及其可穿戴式多通道心电采样内衣

## (57) 摘要

非接触式心电传感器及其可穿戴式多通道心电采样内衣, 涉及人体或人体各部分的生物电信号的测量, 尤其涉及一种用于心电图术的传感器及使用该传感器的可穿戴式多通道心电采样内衣, 心电传感器包括在 PCB 板内部形成的检测元件和贴装在 PCB 板上的心电信号放大模块; PCB 板的底层布线层划分为检测电极和环绕检测电极的屏蔽环; 沿屏蔽环均布的过孔连接屏蔽环与屏蔽层形成三维屏蔽腔; 检测电极以非接触方式通过电容耦合获取心电信号。多个单独的小尺寸非接触式心电传感器分布在心电采样内衣内侧, 以多通道差分输入方式连接到心电仪主机, 在存在无线信号干扰的日常电磁环境中, 所采集到的心电信号具有可比拟专业医用心电仪传统测量方式的信号质量。



1. 一种非接触式心电传感器,用于可穿戴式实时多通道非接触式心电仪,其特征在于:所述的心电传感器由一块独立的4层圆形PCB板构成,包括在4层圆形PCB板内部形成的检测元件,以及贴装在4层圆形PCB板顶层布线层的心电信号放大模块和四芯联接器,所述的心电信号放大模块连接到所述的检测元件,所述的心电信号放大模块的输出端,经由四芯联接通过信号导线连接到心电仪主机;所述4层圆形PCB板的第二层全部敷铜形成屏蔽层;所述4层圆形PCB板第三层为内布线层,用于心电传感器内部的电源和信号连接;

所述的检测元件采用多层PCB工艺形成,由检测电极和包围检测电极的三维屏蔽腔组成:所述4层圆形PCB板的底层布线层划分为位于PCB板中心的检测电极和环绕检测电极的屏蔽环;沿屏蔽环均布的若干过孔连接屏蔽环与屏蔽层,形成笼型立体结构的三维屏蔽腔;所述底层布线层的外表面整体覆盖阻焊绝缘层,形成检测电极与人体皮肤之间的高阻抗电气隔离,所述的检测电极以非接触方式通过电容耦合获取心电信号;

所述的检测电极通过隔直电容连接到心电信号放大模块的同相输入端;所述的三维屏蔽腔通过电阻连接到心电信号放大模块的反向输入端,以消除外界干扰信号对检测电极的影响。

2. 根据权利要求1所述的非接触式心电传感器,其特征在于所述4层圆形PCB板的直径为2.8cm,所述检测电极为直径2.5cm的环形敷铜区,所述屏蔽环为宽度1.4mm的环形敷铜区,所述的检测电极与屏蔽环之间留有0.1mm的绝缘间隙。

3. 根据权利要求1所述的非接触式心电传感器,其特征在于所述的四芯联接器为3.5mm四芯音频插座,所述的心电信号放大模块的输出端通过长度可达50cm音频信号导线连接到心电仪主机。

4. 一种使用权利要求1、2或3所述的非接触式心电传感器的可穿戴式多通道心电采样内衣,包括置于连接到心电仪主机的至少3个心电传感器,其特征在于:所述的心电传感器通过四芯联接器连接到心电仪主机的心电采样单元;所述的心电采样单元由各心电信号通道的仪用运放和八通道模数转换器连接构成;各心电信号通道的仪用运放以多路差分输入方式连接,将心电传感器获取的多通道心电信号,传送给心电仪主机的信号处理单元,其中,第一个心电传感器作为共用差分负极,与各路独立心电信号通道的仪用运放的反相输入端并联连接;其余各心电传感器作为各路独立心电信号通道差分正极,分别连接到各心电信号通道的仪用运放的同相输入端;来自心电传感器的各路心电信号,经仪用运放高倍差分放大之后,分别传送至八通道模数转换器的对应模拟输入通道,将心电采样信号转换为数字信号。

5. 根据权利要求4所述的可穿戴式多通道心电采样内衣,其特征在于还包括配置在弹性衣料胸前的中上部的报警单元,所述的报警单元包括连接到心电仪主机的微型麦克风和报警按钮,在紧急情况下佩戴者可通过按住报警按钮来录入自己的语音信号,并通过心电仪主机发送警报信息到已连接的智能终端,或者通过公用数据通讯网将报警信息自动广播到客服中心或医疗急救中心。

6. 根据权利要求4所述的可穿戴式多通道心电采样内衣,其特征在于所述的心电采样内衣配置6个所述的心电传感器;所述的心电采样单元包括6个以多路差分输入方式连接的仪用运放;所述的心电传感器依照常规的心电图电极位置配置,以获取类似专业医用心电仪的多通道心电信号。

## 非接触式心电传感器及其可穿戴式多通道心电采样内衣

### 技术领域

[0001] 本实用新型涉及人体或人体各部分的生物电信号的测量,尤其涉及一种用于心电图术的传感器及使用该传感器的可穿戴式多通道心电采样内衣。

### 背景技术

[0002] 心脏的病变是一个缓慢的过程,正常人很难觉察到心脏的微小变化。并且往往具有突发性、短暂性和很大的危险性,因此患者必须能够实时并方便地进行心电监测。对于一些高危的病人需要进行实时的监测和预警,从而避免危险的发生。然而,现有的消费类心电产品仍然无法获得类似专业动态多通道心电仪(如Holter)的心电信号,而类似Holter的心电信号才是诊断心脏疾病和心脏生理状况的医学标准。目前在北美,欧洲以及中国大陆市场已经出现一些与心电相关的消费类产品,比如输出实时心率,即每分钟心跳次数的智能手表,胸罩式或胸带式心率仪,通过血液受脉搏变化估计心率的单手指光学心率仪,使用左右各一个手指获得心电信号的双手指心电仪,以及使用一个传统湿式电极附着在胸口获得心电信号的单通道心电仪等。相对于人民币万元级的高成本专业医用心电仪(Holter),这些数百至数千元级的消费类心电产品无疑更适用于普通大众,而且它们的易穿戴性和可实时输出信号的特点优于Holter,因而可以极大提高大众对自身心脏健康的认识。这些心电相关的消费类产品中,仅后两种可输出实时心电信号,因而最接近Holter。但是,由于双手指心电仪需要使用者使用双手才能完成记录,影响使用者的日常生活和工作,所以只能获得非连续的心电信号,而且受制于电极位于手指,远离心脏,其输出信号质量有限。而且单通道心电仪在抗干扰能力有限,比如在使用者在运动时无法有效捕捉心跳和监测清晰心电信号。由此可见,由于这些消费类产品都无法获得高质量多通道心电信号,其获得的信息医学生理意义有限,尚不足以用于诊断心脏疾病和监测心脏生理状况。

[0003] 中国发明专利“一种新型智能心电测试保健器”(发明专利号:ZL201010539911.3授权公告号:CN102462494B)公开了一种新型智能心电测试保健器,通过生物接触电极获取心电信号,采用信号处理芯片对心电信号进行放大、A/D转换、漂移抑制、交流滤波、心电滤波及接触检测等处理,获得高质量的心电图谱。通过通讯接口模块连接安装于个人电脑、笔记本电脑、上网本、移动电话上的计算机软件分析处理装置来记录分析心电波形以供临床检查参考,具有测试心跳、压力检测、舒压互动、心电图医疗监测、身份识别、心情测试等功能。该技术方案采用双可变阈值法(即波峰阈值和波谷阈值)进行判断和处理。但是,在强干扰的情况下,比如采集信号水平基线不稳,含明显肌电信号,或者因运动引起的电子器件噪音时,该阈值方法明显无法保证捕捉心电信号的效率。此外,阈值法捕捉时刻常常不能精确。因为在噪音干扰下,阈值不能清晰体现相对于R波的位置,即有时距离R波较远,有时较近,这样的心律估计有很大误差。即便可以重新设置阈值,也无法满足复杂和苛刻的实际情况。

[0004] 中国发明专利“一种非接触式心电监测的移动终端及心电监测方法”(发明专利号:ZL201110328284.3授权公告号:CN102512153B)公开了一种非接触式心电监测的移动终

端及心电监测方法,该心电监测方法包括:移动终端通过非接触式方式采集包含心电数据的信号;所述移动终端对所述信号中的心电数据进行去噪以及和其他数据分离处理;所述移动终端从分离处理后的数据中提取出心电数据;所述移动终端通过无线移动通信网络将提取出的心电数据发送给指定接收设备。该现有技术采用小波变换的方法,先滤掉噪音,然后重构心电信号。从而巧妙的降低噪音对捕捉心跳的影响。但是,由于滤波和重构会给原始信号带来一定影响,这可能造成心电信号失真,以致无法获得高质量心电信号,难以用于诊断心脏疾病和监测心脏生理状况。

[0005] 中国发明专利“一种非接触式心电传感器及其应用”(发明专利号:ZL 201210128390.1授权公告号:CN102657524B)公开了一种非接触式心电传感器,采用圆形双面PCB板电极,一个面上设有三个区,三个区之间电绝缘,中心圆区为感应片,依次向外设有环形屏蔽区及环形地线区,另一个面上也设有三个区,中心圆为敷铜区,敷铜区中心设有包括前置运算放大器、前端滤波器的贴片焊接区,敷铜区外围为环形地线区,感应片和相邻环形屏蔽区共同所占的区域与另一个面上的敷铜区相对称,两个面上的环形地线区相对称,前置运算放大器的输出端分别与环形屏蔽区及敷铜区连接,前置运算放大器的地端分别与两个面上的环形地线区连接,前置运算放大器的输入连接感应片的输出。双面PCB板电极定位在圆形金属屏蔽盒的敞口端,设有感应片的一面朝向敞口,设有敷铜区的一面朝向屏蔽盒内腔。该技术方案的感应片裸露,需要靠用户穿一件内衣或T恤来达到相对“绝缘”。由于衣服在某种条件下(如用户排汗或空气潮湿),其绝缘度将大大降低(至K欧姆量级甚至更低),该方法并非严格意义上的电气绝缘。在心电测量中,皮肤和电极接触不仅会引起极化电压,而且电极和皮肤之间的接触存在极化电阻,被测者身体的移动还会导致极化电阻阻抗值发生变化,极化电阻可以看作是电路系统源电阻,和前置放大电路的输入电阻进行分压,变化的极化电阻也会导致前置放大电路的分压输出处于不稳定状态。

[0006] 中国发明专利申请“远程心电监测与诊断系统”(发明专利申请号:201510096714.1公开号:CN104644159A)公开了一种监测诊断系统,包括用于采集并能存储心电信号的心电数据采集单元,所述心电数据采集单元与用于接收并进行心电信号显示的移动终端连接,所述移动终端通过网络与心电分析平台连接;心电分析平台能对移动终端传输的心电信号进行分析处理。为了系统微型化,上述现有技术均采用无本地存储或小容量本地存储,亦或使用低精度短时记录(降低数据存储压力)的数据处理方式,或者将采集到的心电数据通过无线方式传输到外部接收设备存储。但是,如果用户所处位置超出无线信号覆盖区域,或者现场干扰严重,上述现有技术很容易造成数据的永久丢失,难以保证实时数据的完整性。

[0007] 另一方面,传统湿式电极采用无源设计,其体积和安装面积都较小(直径1cm左右),而非接触式电极通常采用有源设计,体积和安装面积都较大,增加了电极安放的困难,降低了用户舒适度。此外,非接触式电极的输入阻抗为G欧姆级的,对环境噪声非常敏感,极易造成后端信号调理电路饱和,因此,如何缩减非接触式电极的体积和安装面积,改善电极的屏蔽效果,提高输入心电信号的信噪比,提升信号质量,也是可穿戴式实时多通道非接触式心电仪必须解决的技术问题。

## 实用新型内容

[0008] 本实用新型的目的是提供一种用于可穿戴式实时多通道非接触式心电仪的心电传感器,可以低成本获得具备信息医学生理意义、能够用于诊断心脏疾病和监测心脏生理状况的高质量多通道心电信号。

[0009] 本实用新型解决上述技术问题所采用的技术方案是:

[0010] 一种非接触式心电传感器,用于可穿戴式实时多通道非接触式心电仪,其特征在于:

[0011] 所述的心电传感器由一块独立的4层圆形PCB板构成,包括在4层圆形PCB板内部形成的检测元件,以及贴装在4层圆形PCB板顶层布线层的心电信号放大模块和四芯连接器,所述的心电信号放大模块连接到所述的检测元件,所述的心电信号放大模块的输出端,经由四芯联接通过信号导线连接到心电仪主机;所述4层圆形PCB板的第二层全部敷铜形成屏蔽层;所述4层圆形PCB板第三层为内布线层,用于心电传感器内部的电源和信号连接;

[0012] 所述的检测元件采用多层PCB工艺形成,由检测电极和包围检测电极的三维屏蔽腔组成;所述4层圆形PCB板的底层布线层划分为位于PCB板中心的检测电极和环绕检测电极的屏蔽环;沿屏蔽环均布的若干过孔连接屏蔽环与屏蔽层,形成笼型立体结构的三维屏蔽腔;所述底层布线层的外表面整体覆盖阻焊绝缘层,形成检测电极与人体皮肤之间的高阻抗电气隔离,所述的检测电极以非接触方式通过电容耦合获取心电信号;

[0013] 所述的检测电极通过隔直电容连接到心电信号放大模块的同相输入端;所述的三维屏蔽腔通过电阻连接到心电信号放大模块的反向输入端,以消除外界干扰信号对检测电极的影响。

[0014] 本实用新型的非接触式心电传感器的一种较佳的技术方案,其特征在于所述4层圆形PCB板的直径为2.8cm,所述检测电极为直径2.5cm的环形敷铜区,所述屏蔽环为宽度1.4mm的环形敷铜区,所述的检测电极与屏蔽环之间留有0.1mm的绝缘间隙。

[0015] 本实用新型的非接触式心电传感器的一种更好的技术方案,其特征在于所述的四芯连接器为3.5mm四芯音频插座,所述的心电信号放大模块的输出端通过长度可达50cm音频信号导线连接到心电仪主机。

[0016] 本实用新型的另一个目的是提供一种使用上述非接触式心电传感器的可穿戴式多通道心电采样内衣,解决低成本获得具备信息医学生理意义、能够用于诊断心脏疾病和监测心脏生理状况的高质量多通道心电信号的技术问题。本发明解决上述技术问题所采用的技术方案是:

[0017] 一种使用上述非接触式心电传感器的可穿戴式多通道心电采样内衣,包括置于连接到心电仪主机的至少3个心电传感器,其特征在于:所述的心电传感器通过四芯连接器连接到心电仪主机的心电采样单元;所述的心电采样单元由各心电信号通道的仪用运放和八通道模数转换器连接构成;各心电信号通道的仪用运放以多路差分输入方式连接,将心电传感器获取的多通道心电信号,传送给心电仪主机的信号处理单元,其中,第一个心电传感器作为共用差分负极,与各路独立心电信号通道的仪用运放的反相输入端并联连接;其余各心电传感器作为各路独立心电信号通道差分正极,分别连接到各心电信号通道的仪用运放的同相输入端;来自心电传感器的各路心电信号,经仪用运放高倍差分放大之后,分别传送到八通道模数转换器的对应模拟输入通道,将心电采样信号转换为数字信号。

[0018] 本实用新型的可穿戴式多通道心电采样内衣的一种较佳的技术方案,其特征在于

还包括配置在弹性衣料胸前的中上部的报警单元,所述的报警单元包括连接到心电仪主机的微型麦克风和报警按钮,在紧急情况下佩戴者可通过按住报警按钮来录入自己的语音信号,并通过心电仪主机发送警报信息到已连接的智能终端,或者通过公用数据通讯网将报警信息自动广播到客服中心或医疗急救中心。

[0019] 本实用新型的可穿戴式多通道心电采样内衣的一种更好的技术方案,其特征在于所述的心电采样内衣配置6个所述的心电传感器;所述的心电采样单元包括6个以多路差分输入方式连接的仪用运放;所述的心电传感器依照常规的心电图电极位置配置,以获取类似专业医用心电仪的多通道心电信号。

[0020] 本实用新型的有益效果是:

[0021] 1、本实用新型的非接触式心电传感器采用在PCB板内部形成的检测元件,大大减小了传感器的体积和安装面积,使可穿戴式实时多通道非接触式心电仪在同等尺寸的胸部空间可以安放和排布更多的电极,从而提高心电信号采样的空间分辨率。

[0022] 2、本实用新型的可穿戴式多通道心电采样内衣,采用多个单独的小尺寸非接触式心电传感器,以多通道差分输入方式,通过长度可达50cm的信号导线连接到心电仪主机,在存在手机信号和WiFi等无线信号干扰的日常电磁环境中,所采集到的心电信号具有可比拟专业医用心电仪Holter传统测量方式的信号质量。

## 附图说明

[0023] 图1是本实用新型的非接触式心电传感器三维结构示意图;

[0024] 图2是本实用新型的非接触式心电传感器的结构剖视图;

[0025] 图3是本实用新型的非接触式心电传感器的感应面剖视图;

[0026] 图4是本实用新型的可穿戴式多通道心电采样内衣的胸部配置方案示意图;

[0027] 图5是本实用新型的可穿戴式多通道心电采样内衣的腰部配置方案示意图;

[0028] 图6是本实用新型的可穿戴式多通道心电采样内衣的肩部配置方案示意图;

[0029] 图7是使用本实用新型心电传感器的可穿戴式实时多通道非接触式心电仪的电路原理图;

[0030] 图8是本实用新型的可穿戴式实时多通道非接触式心电仪的心电仪主机原理图;

[0031] 图9是本实用新型的可穿戴式实时多通道非接触式心电仪的机器学习方法流程图;

[0032] 图10是本实用新型的可穿戴式实时多通道非接触式心电仪的心跳估计方法流程图。

[0033] 图中,1-顶层布线层,2-心电信号放大模块,201-前置放大器,202-二级放大器,3-四芯联接器,4-屏蔽层,5-内布线层,6-检测电极,7-屏蔽环,8-过孔,9-阻焊绝缘层,10-检测元件,20-心电仪主机,21-心电采样单元,211-仪用运放,212-模数转换器,22-信号处理单元,221-一级数据缓存,222-心跳捕捉模块,223-大容量存储器,224-二级数据缓存,225-Web服务器,23-无线传输单元,30-智能终端,40-弹性衣料,50-报警单元,Hs-心电传感器H1~H6。

## 具体实施方式

[0034] 为了能更好地理解本实用新型的上述技术方案,下面结合附图和实施例进行进一步地详细描述。

[0035] 本实用新型的可穿戴式实时多通道非接触式心电仪的一组实施例如图4至7所示,由心电仪主机20和k个独立的小尺寸非接触式心电传感器H<sub>s</sub>组成,其中 $s=1\sim k$ , $9\geq k\geq 3$ ,所述的心电传感器H<sub>s</sub>通过长度可达50cm的信号导线,以多通道差分输入方式连接到心电仪主机20;每一个心电传感器H<sub>s</sub>由一块独立的直径2.8cm的4层圆形PCB板构成;在图4至图6的三种配置实施例中,k=6,在弹性衣料40胸部配置了6个心电传感器H<sub>1</sub>~H<sub>6</sub>;在图4至图6的三种配置实施例中,所述的心电传感器H<sub>1</sub>~H<sub>6</sub>分布在常规的心电图电极位置,以获取类似专业医用心电仪(Holter)的多通道心电信号。

[0036] 用于本实用新型的非接触式心电传感器的一个实施例如图1至3所示,包括在4层圆形PCB板内部形成的检测元件10,以及贴装在4层圆形PCB板顶层布线层的心电信号放大模块2和四芯连接器3;所述的心电信号放大模块2连接到所述的检测元件10,所述的四芯连接器3将心电传感器H<sub>s</sub>连接到心电仪主机20;所述的心电信号放大模块2和四芯连接器3贴装在4层圆形PCB板的顶层布线层1;所述4层圆形PCB板的第二层全部敷铜形成屏蔽层4;所述4层圆形PCB板第三层为内布线层5,用于心电传感器内部的电源和信号连接;

[0037] 所述的检测元件10采用多层PCB工艺形成,由检测电极6和包围检测电极6的三维屏蔽腔组成;所述4层圆形PCB板的底层布线层划分为检测电极6和屏蔽环7,所述的检测电极6为直径2.5cm圆形敷铜区,位于4层圆形PCB板中心;所述的屏蔽环7为宽度1.4mm的环形敷铜区,位于于圆形PCB板外圈;所述的检测电极6与屏蔽环7之间留有0.1mm的绝缘间隙;沿屏蔽环7均布40个的过孔8连接屏蔽环7与屏蔽层4,形成笼型立体结构的三维屏蔽腔;根据本实用新型的心电传感器一个优选实施例,所述过孔8为直径3mil的金属化孔;所述底层布线层的外表面整体覆盖阻焊绝缘层9,形成检测电极6与人体皮肤之间的高阻抗电气隔离,其绝缘电阻>1G欧姆,所述的检测电极6以非接触方式通过电容耦合获取心电信号;本实用新型的非接触式心电传感器的检测电极6与皮肤之间无任何直接电气连接,既不像现有的湿式电极那样需要依靠皮肤表面涂抹凝胶保证良好导电,也不像现有的感应片裸露的非接触式心电传感器那样需要依靠用户穿内衣或T恤来达到相对“绝缘”。

[0038] 所述的心电信号放大模块2包括前置放大器201和二级放大器202,所述的检测电极6通过隔直电容连接到前置放大器201的同相输入端;所述的三维屏蔽腔通过10K欧姆电阻连接到前置放大器201的反向输入端,以消除外界干扰信号对检测电极6的影响;所述的前置放大器201通过心电信号滤波器连接到二级放大器202。在本实用新型的心电传感器的一个典型的实施例中,所述的心电信号滤波器由0.5Hz高通滤波、100Hz低通滤波和50Hz陷波电路连接构成。考虑到心电信号为低频信号,根据图1所示的优选实施例,本实用新型的心电传感器采用3.5mm四芯音频插座作为四芯连接器3,取代CN102657524B技术方案用于电极连接的miniUSB接口。由于中心对称的类圆柱体形状的3.5mm四芯音频插座无方向性,连接线插头可以从360度任意角度插入插座,比必须从一个固定的角度插入插座的miniUSB接口使用更加方便。所述的心电信号放大模块2的输出端,经由四芯联接3通过长度可达50cm音频信号导线连接到心电仪主机。为了使用户在不同姿态下保证最佳穿戴舒适度,本实用新型提供三种采样系统分布方案,如图4所示的胸部方案适用于运动,如图5所示的腰部方案适用于舒适度要求较高的轻微活动,如图6所示的肩部方案适用于睡眠,用户可以根据喜

好随意选择和配置。

[0039] 由于本实用新型的心电传感器采用三维屏蔽腔结构和多通道差分输入方式,可以有效消除外界干扰,明显提高信噪比,本实用新型的心电传感器将圆形PCB板直径减小到2.8cm,相比CN102657524B技术方案的直径为3.9cm圆形PCB板,本实用新型的心电传感器面积缩减了48.5%。通过大大减小非接触式心电传感器的体积和安装面积,本实用新型的可穿戴式实时多通道非接触式心电仪可以在同等尺寸的胸部空间安放和排布更多的电极,以提高心电信号采样的空间分辨率。如图4-6所示,本实用新型的心电传感器可以轻松内置在弹性衣质面料里,并分布在经典位置获取类似Holter的心电信号。

[0040] 本实用新型的可穿戴式实时多通道非接触式心电仪的一个实施例如图7所示,所述的心电仪主机20包括心电采样单元21、信号处理单元22和无线传输单元23;所述的心电采样单元21由各心电信号通道的多路差分输入方式连接的 $k-1$ 个仪用运放211和八通道模数转换器212构成; $k-1$ 个仪用运放211以多路差分输入方式连接,其中,第一个心电传感器H1作为共用差分负极,与各路独立心电信号通道的仪用运放211的反相输入端并联连接;其余的各心电传感器H2~H $k$ 作为 $k-1$ 路独立心电信号通道差分正极,分别连接到各心电信号通道的仪用运放211的同相输入端;来自心电传感器H $s$ 的各路心电信号,经仪用运放211高倍(放大倍数 $>280$ 倍)差分放大之后,分别传送至八通道模数转换器212的对应模拟输入通道,采样转换为16bit数字信号,作为心电采样数据传送至信号处理单元22。

[0041] 由于非接触式电极的输入阻抗极高(G欧姆级),对环境噪声非常敏感,极易造成后端信号调理电路饱和。本实施例的仪用运放211为德州仪器公司的INA333仪用差分运放,INA333具有很高的共模抑制比和极低的输入失调电压,能有效滤除来自非接触式电极的心电信号中所混入的共模干扰,从根本上提高输入心电信号的信噪比,提升信号质量。

[0042] 根据图8所示的可穿戴式实时多通道非接触式心电仪的心电仪主机20的实施例,所述的信号处理单元22包括一级数据缓存221,心跳捕捉模块222,大容量存储器223,二级数据缓存224和Web服务器225;所述的心电采样单元21将采样转换得到的心电采样数据传送到一级数据缓存221,并且作为原始数据存储到大容量存储器223;所述的心跳捕捉模块222从一级数据缓存221读取心电采样数据,计算心跳量化估计值并根据心跳量化估计值判断捕捉心电信号,将心电信号数据传送到二级数据缓存224;所述的Web服务器225从二级数据缓存224读取心电信号数据,转换为HTML标准格式后,通过无线传输单元23提供在线心电信号显示功能;所述的Web服务器225从大容量存储器223读取心电信号数据,转换为HTML标准格式后通过无线传输单元23提供历史心跳数据回放及原始心电采样数据下载功能。

[0043] 根据本实用新型的可穿戴式实时多通道非接触式心电仪的心电仪主机20的一个实施例,所述的大容量存储器223采用高集成度非易失性存储芯片,其可用存储容量至少为2GB,可以满足高精度高采样率多通道心电信号长时间不间断存储的要求;以16bit高精度心电信号为例,若采样率为每通道1KHz,要实现24小时不间断存储8通道的采样数据,存储容量至少需要 $16*1000/8*3600*24*8=1382400000\text{byte}\approx 1.4\text{GB}$ ;本实用新型的技术方案实现了心电采样存储不依赖于外界无线信号覆盖;无论用户所处位置是否被无线信号覆盖,心电数据都不会丢失。

[0044] 所述的无线传输单元23包括或蓝牙、ZigBee或WiFi专用无线网络,或者2G、3G或4G公网;智能终端30只需基于HTML协议通过无线传输单元23访问Web服务器225,无需安装任

何专用软件或插件就可以实现心电图数据的跨平台显示；所述的智能终端30 为配置HTML标准网络浏览器的跨平台终端设备，包括基于Windows, Linux, Unix, iOS或Android之任一操作系统平台的个人计算机，笔记本电脑，智能手机，智能移动终端，或者远程医疗急救中心的监控终端；所述的网络浏览器包括支持HTML标准的IE, Chrome, Firefox, Safari浏览器，或者基于Web服务的应用app。

[0045] 根据图4-6所示的配置方案实施例，本实用新型的可穿戴式实时多通道非接触式心电仪还包括连接到心电仪主机20的报警单元50，所述的报警单元50配置在弹性衣料40胸前的中上部，包括一个微型麦克风和一个报警按钮；在紧急情况下(如感觉到心慌，胸闷，不舒服等)心电仪的佩戴者可通过按住报警按钮(长按，如按住3秒以上)来录入自己的语音信号(如“此时我感到心慌胸闷”)，并发送警报到已连接的智能终端30(如手机之类的手持设备)，所述的智能终端30在获得警报后，可通过公用数据通讯网及时自动广播到客服中心或医疗急救中心；用户或者医疗人员可根据佩戴者的报警时间时刻和语音信息，从该佩戴者的海量历史心电数据中快速准确地提取出重要时间点的心电数据片段并与佩戴者的身体感受关联，实现高效数据搜索，捕捉偶发性和随机发生的心动异常、早搏或心律不齐的心电数据；在非紧急情况下(如跑步，散步，吃饭，吃药等)，佩戴者通过单击或短按报警按钮，所述报警单元50还可以用于事件或佩戴者状态的语音记录，为后期数据分析和疾病诊断采集数据。

[0046] 本实用新型的用于上述可穿戴式实时多通道非接触式心电仪的心电监测方法包括以下步骤：

[0047] S10:从心电仪主机20的大容量存储器223中获取n个历史心电采样数据 $x_i$ ，其中， $i = 1 \cdots n$ ， $x_i = [x_{i,1} \ x_{i,2} \ \dots \ x_{i,m}]$ 为第i个样本向量，m为样本向量 $x_i$ 的最大维数，n为样本总量且n远大于m；

[0048] S20:在产品初期开发和阶段性更新时，利用原始心电采样数据 $x_i$ 在开发环境中建立样本矩阵并执行机器学习程序，通过有限次迭代得到获得最小误差值的目标向量 $\beta$ ，作为恒定参数储存到心电仪主机20的存储器中，用于任意个体任意时刻心跳捕捉的权向量；本步骤的运算量大，耗时长，仅在产品初期开发和阶段性更新期间在开发环境的计算平台上执行。

[0049] S30:心电仪主机20通过心电采样获取实时采样数据 $x_i$ ，利用预先存储的目标向量

$\beta$ 计算心跳量化估计值 $y_i' = f(x_i, \beta) = \frac{1}{1 + e^{-\beta x_i^T}}$ ，对实时采样数据 $x_i$ 进行心跳估计，实现快速

心跳捕捉，其中，T为矩阵转置操作。由于 $f(x_i, \beta)$ 主要包含线性运算，计算量很小，所以本步骤的心跳捕捉算法的速度很快，占用CPU很小，使用低功耗嵌入式CPU的心电仪主机20有充足的能力每隔50-100毫秒完成一次心跳估计，可以在完全保持原始信号波形的状态下，使用简单快速的线性运算捕捉心电信号。

[0050] 根据图9所示的本实用新型的心跳捕捉方法的实施例，所述的步骤S20依照以下步骤执行机器学习程序：

[0051] S200:生成一个与目标向量 $\beta$ 同维的随机值向量，作为 $\beta$ 的初始值；根据一个优选的实施例，该目标向量 $\beta$ 的初始值基于一个0和1之间的随机值向量(与 $\beta$ 同维)，然后将该随机值向量的每一维的数值乘以0.2再减去0.1而生成的。

[0052] S210:在开发环境中建立样本矩阵 $(x_i, y_i) i=1 \cdots n$ ,其中 $y_i$ 为历史心电采样数据 $x_i$

否为心跳的判断值,即 $y_i = \begin{cases} 0, & x_i \text{ 为非心跳} \\ 1, & x_i \text{ 为真实心跳} \end{cases}$ ;

[0053] S220:基于样本矩阵 $(x_i, y_i)$ 建立误差函数 $J(\beta)$ :

$$[0054] \quad J(\beta) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n [-y_i \log(f(x_i, \beta)) - (1-y_i) \log(1-f(x_i, \beta))] + \frac{\lambda}{2n} \sum_{j=1}^m b_j^2,$$

[0055] 其中, $f(x_i, \beta) = \frac{1}{1+e^{-\beta x_i^T}}$ , $j$ 为目标向量 $\beta$ 的维度,常数 $\lambda$ 用于控制迭代增量大小, $\lambda \approx 1$ ;

[0056] S230:基于样本矩阵 $(x_i, y_i)$ 建立梯度函数 $dJ/d\beta$ :

$$[0057] \quad \frac{\partial J(\beta)}{\partial b_0} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m [(f(x_i, \beta) - y_i) x_{i,0}], \text{ 当 } j=0,$$

$$[0058] \quad \frac{\partial J(\beta)}{\partial b_j} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m [(f(x_i, \beta) - y_i) x_{i,j}] + \lambda b_j, \text{ 当 } j \geq 1;$$

[0059] 因为目标向量 $\beta$ 是多维的(总维度为 $m, m > 1$ ),所以其对应的梯度函数也是多维的,即梯度函数的每一维(比如第 $j$ 维)是误差函数 $J(\beta)$ 基于目标向量对应维度的一阶偏导。同时,在迭代计算过程中,人为给样本向量 $x_i$ 增加了一个常数为1的维度,标记为 $x_0$ ,相应的在目标向量 $\beta$ 中增加一个对应 $x_0$ 的维度 $b_0$ ,用于在通用线性回归中对截距的估计。需要强调的是 $b_0$ 仅在对于目标向量 $\beta$ 的迭代计算中使用。当计算结束,找到基于所有样本的最佳目标向量后, $b_0$ 将会被去掉。

[0060] S240:将误差函数 $J(\beta)$ 和梯度函数 $dJ/d\beta$ 作为输入,调用GNC fminunc函数,进行迭代运算更新目标向量 $\beta$ :

[0061] S250:通过有限次数的迭代算法找到局部极值,最终得到获得最小误差值的目标向量 $\beta = [b_1 \ b_2 \ \dots \ b_m]$ ,作为恒定参数传送给心电仪主机20并储存到其存储器中。

[0062] 根据图10所示的本实用新型的心跳捕捉方法的实施例,所述的步骤S30依照以下步骤进行心跳估计:

[0063] S300:从一级数据缓存获取心电传感器的实时采样数据 $x_i, x_i$ 为长度为数百位的数组,其中包含了长度50-100毫秒的多通道采样数据;

[0064] S310:利用预先存储的目标向量 $\beta$ ,计算实时采样数据 $x_i$ 的心跳量化估计值

$$y'_i = f(x_i, \beta) = \frac{1}{1+e^{-\beta x_i^T}}; y'_i \text{ 的计算结果在0和1之间};$$

[0065] S320:判断心跳量化估计值 $y'_i$ 是否大于0.5,若 $y'_i > 0.5$ ,转步骤S330,否则转步骤S340;

[0066] S330:判定采样数据 $x_i$ 为真实心跳,将心跳时间送入二级数据缓存,返回步骤S300等待下一次心电采样;

[0067] S340:判定采样数据中不包含有效心跳数据,返回步骤S300等待下一次心电采样。

[0068] 为了体现本实用新型的核心实用新型点,上述心跳捕捉算法仅详细描述了基本的算法结构。虽然在以上的实施例中,目标向量 $\beta$ 是一个 $1 \times m$ 数组,本实用新型的心跳捕捉方

法同样适用于更为复杂的数学模型,例如,对于多层神经网络,在计算 $f(x_i, \beta)$ 过程中,需要加入描述隐含层的矩阵,因此涉及到目标向量可能是多个,即从 $x_i$ 开始需要依次进行多次运算,每一层执行一次矩阵乘法运算,最终得到一个基于样本 $x_i$ 、取值在0和1之间的心跳估计结果 $f(x_i, \beta)$ 。具体的运算步骤因数学模型不同而有差异,但心跳捕捉算法的基本结构和思路是一样的。

[0069] 本技术领域中的普通技术人员应当认识到,以上的实施例仅是用来说明本实用新型的技术方案,而并非用作为对本实用新型的限定,任何基于本实用新型的实质精神对以上所述实施例所作的变化、变型,都将落在本实用新型的权利要求的保护范围内。

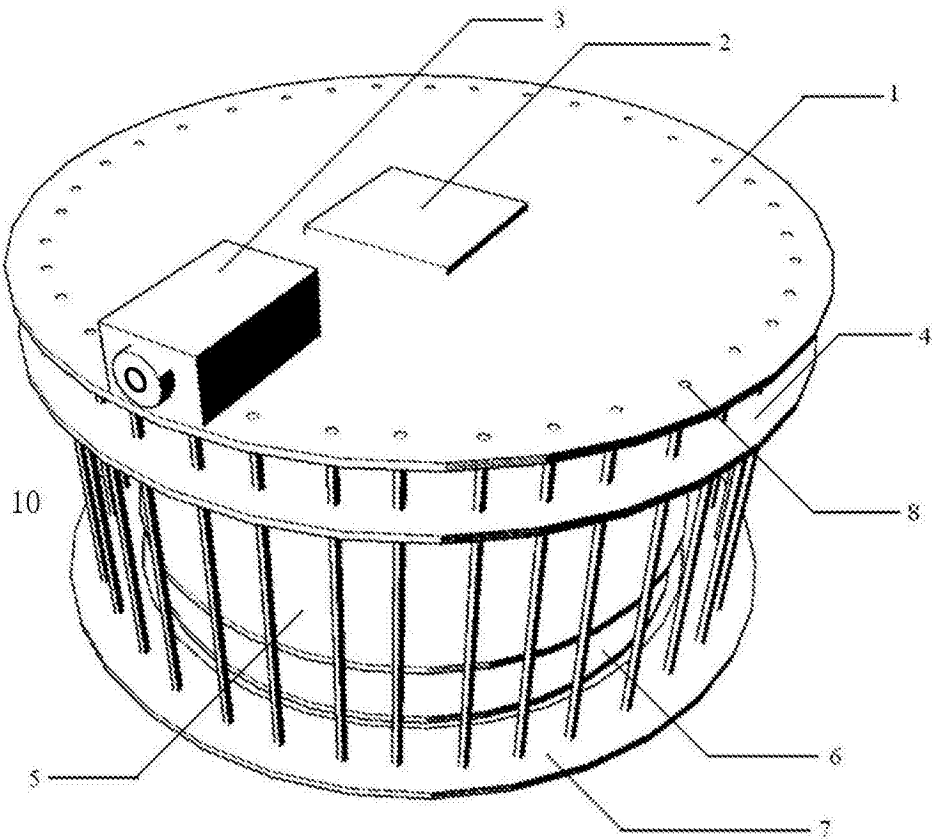


图1

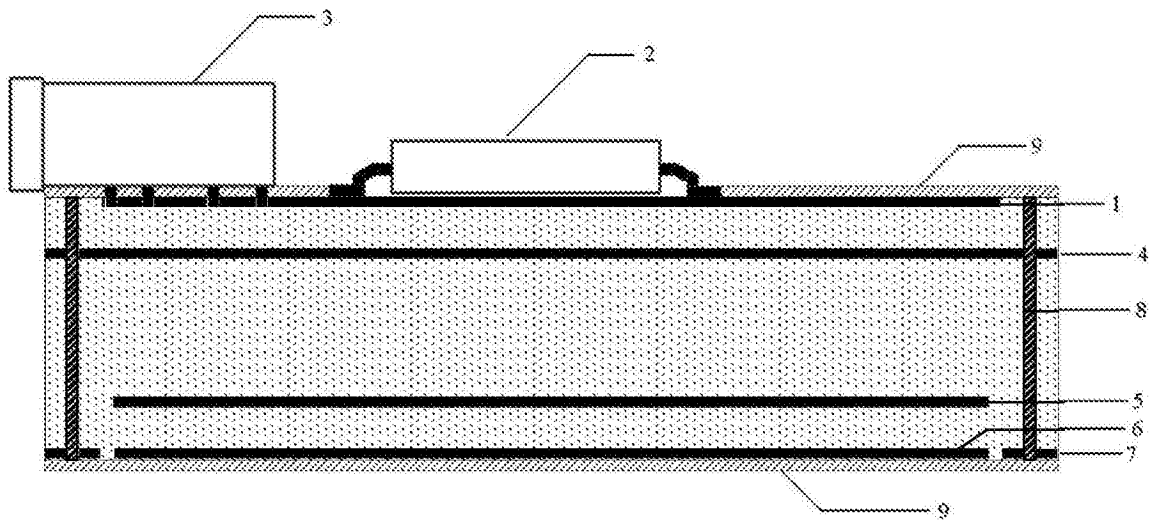


图2

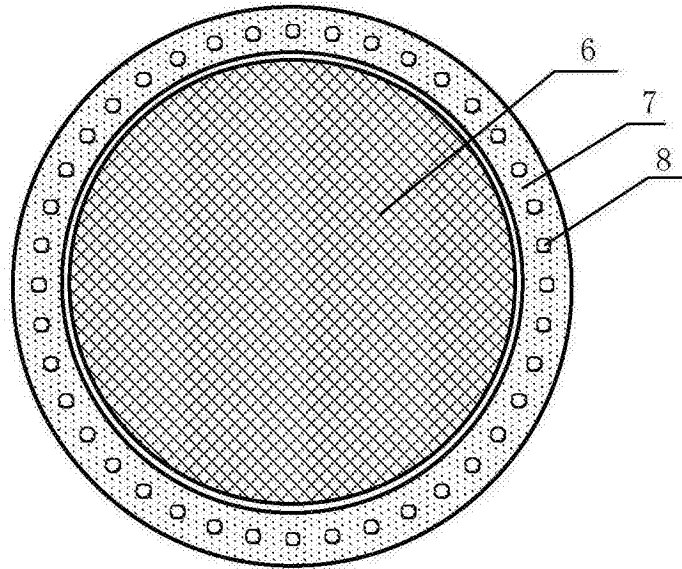


图3

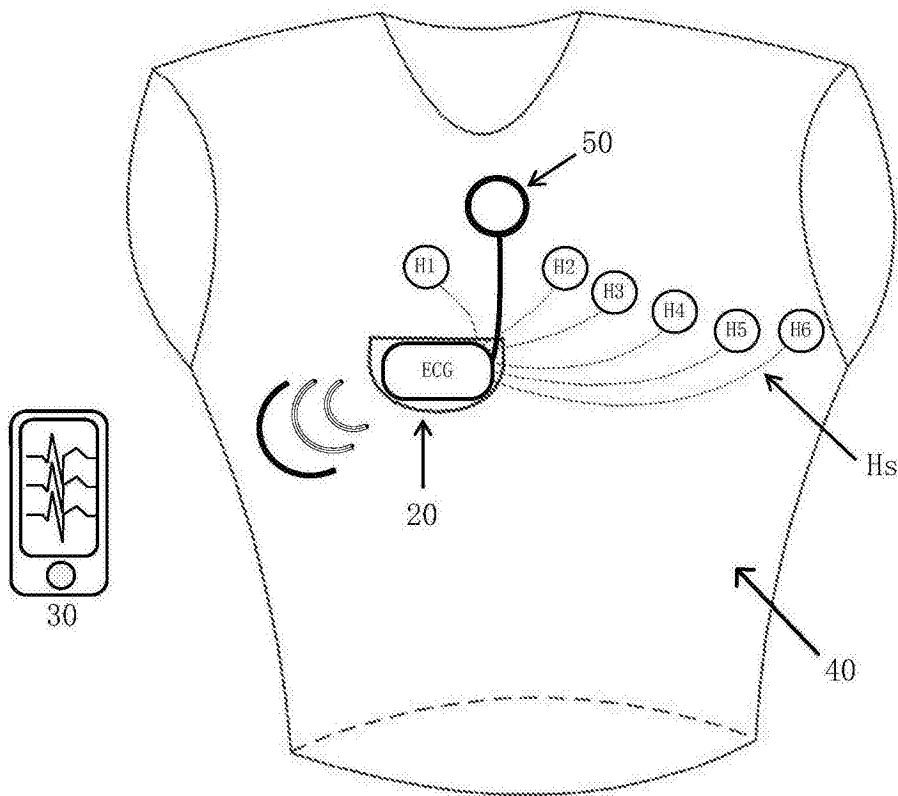


图4

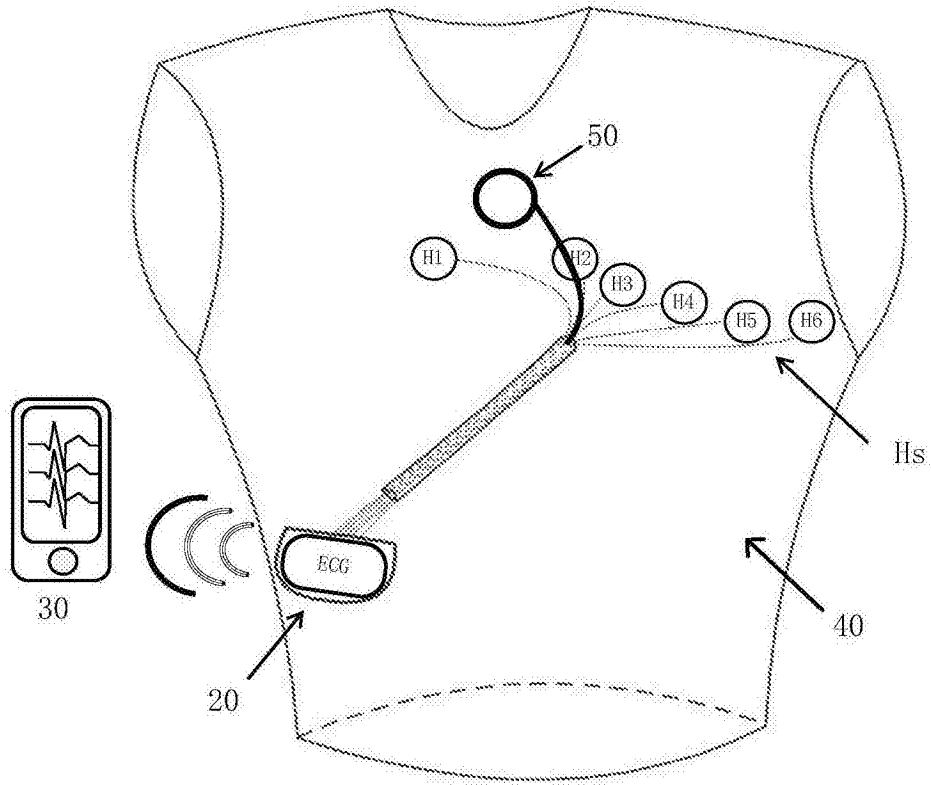


图5

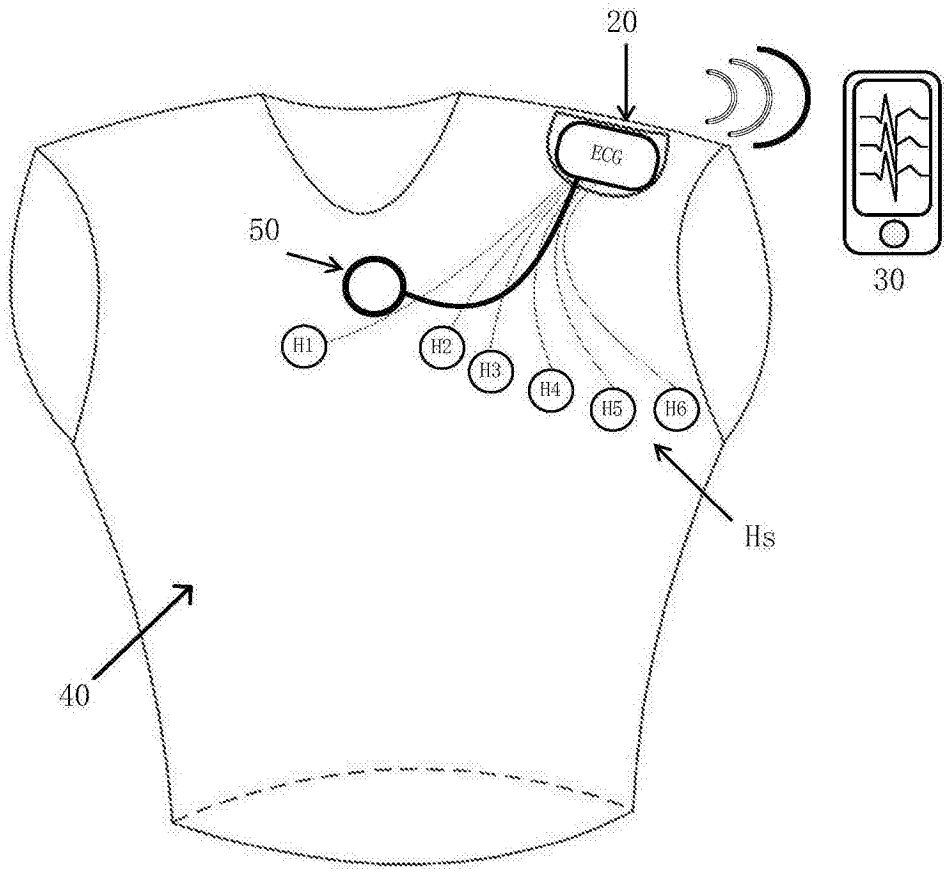


图6

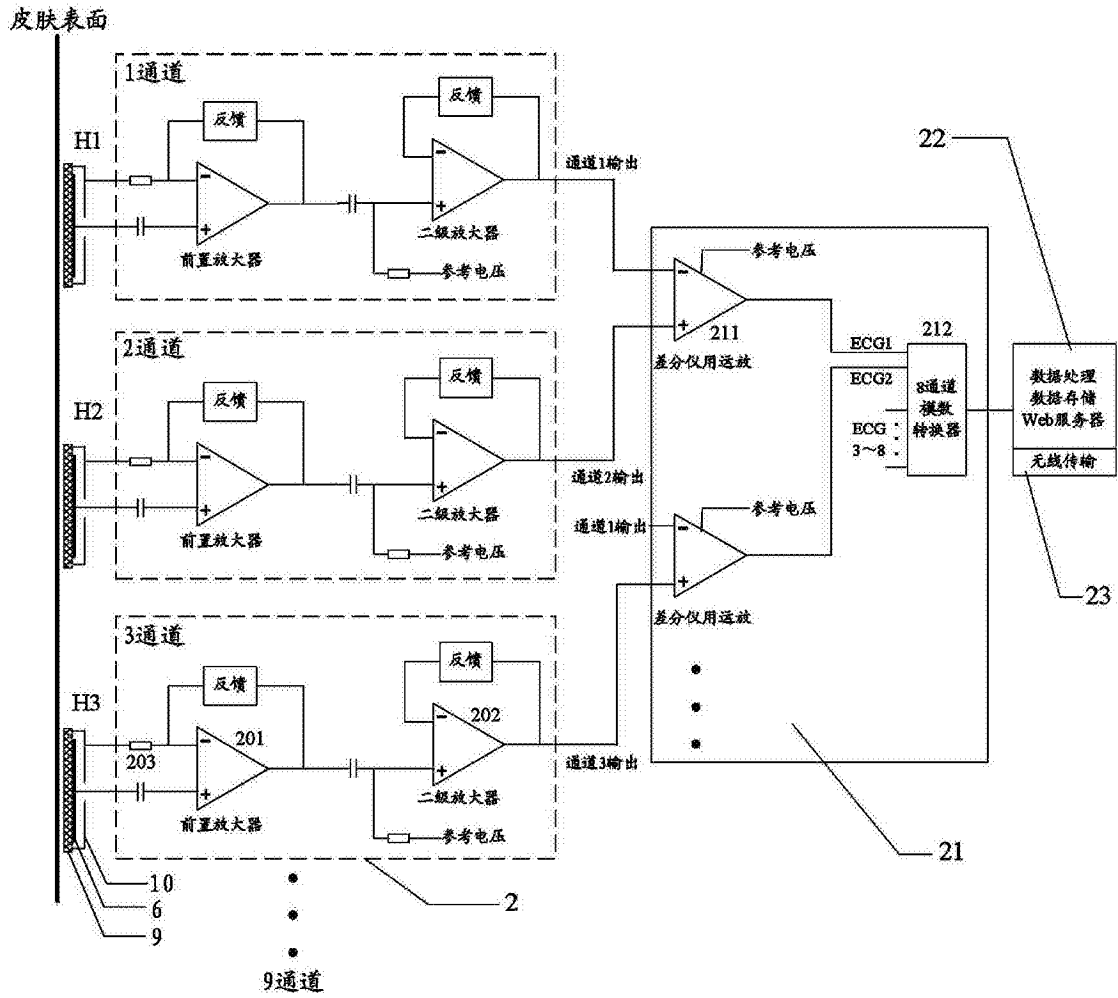


图7

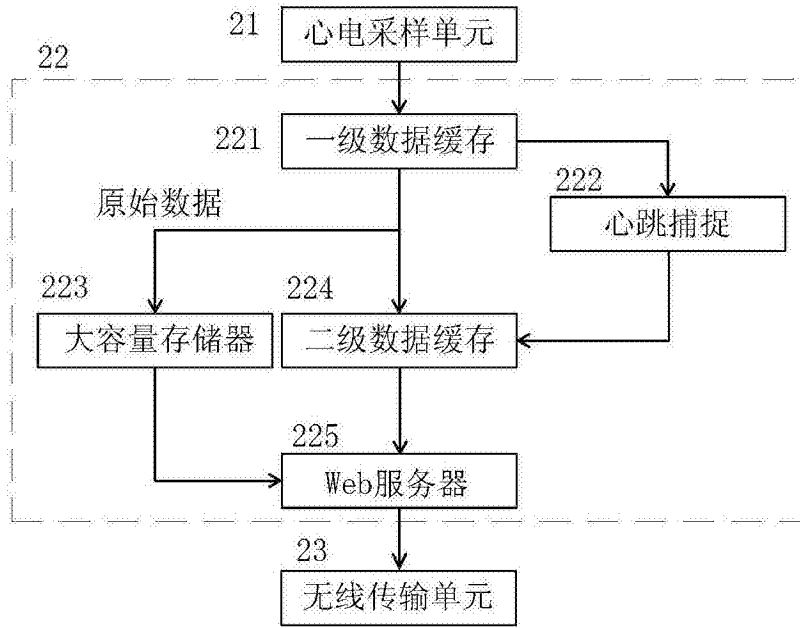


图8

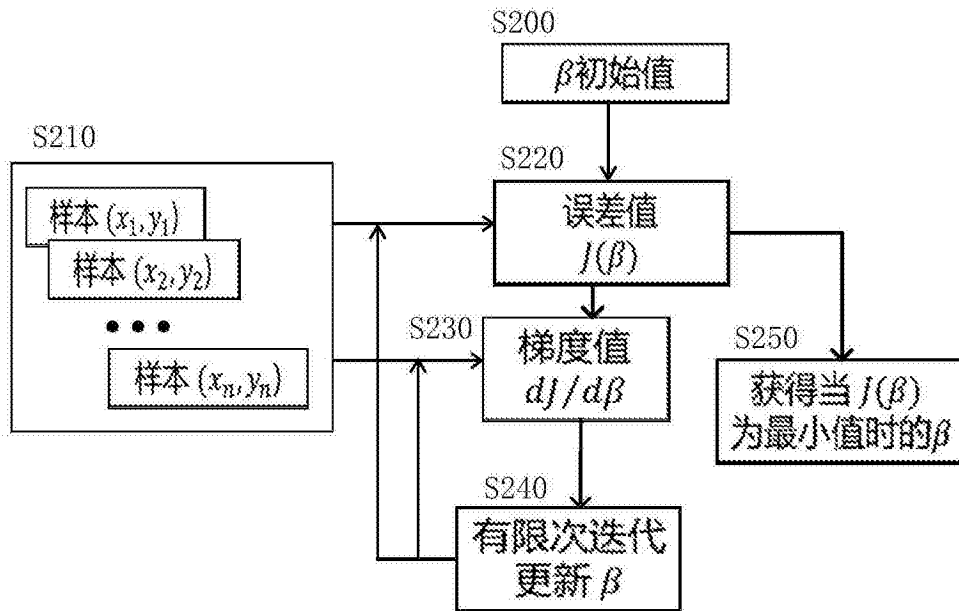


图9

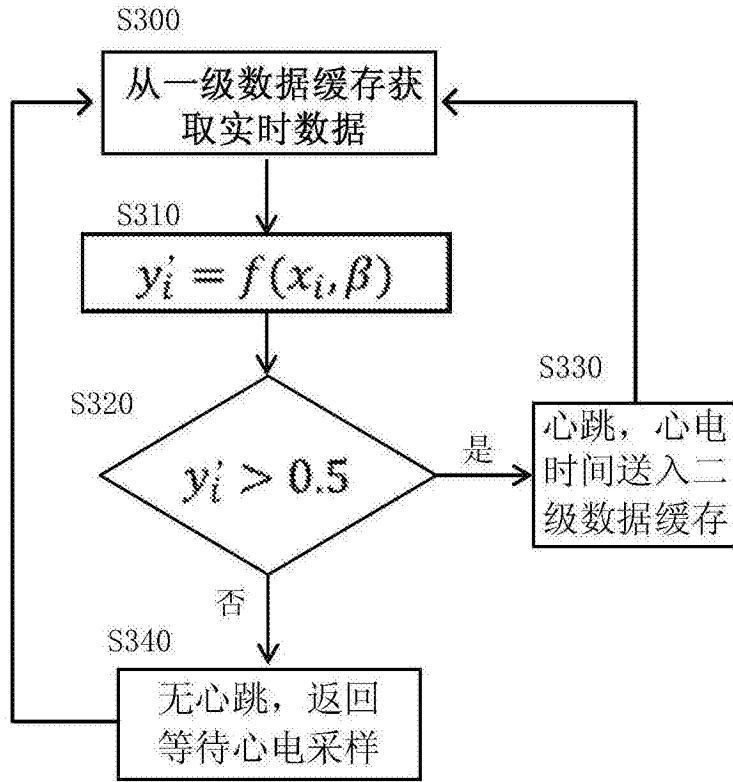


图10