



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109620181 A

(43)申请公布日 2019.04.16

(21)申请号 201910041630.6

(22)申请日 2019.01.16

(71)申请人 贝骨新材料科技(上海)有限公司

地址 201499 上海市奉贤区奉浦大道1599
号第一幢2-1

(72)发明人 李彦坤 吴涛

(74)专利代理机构 上海精晟知识产权代理有限
公司 31253

代理人 冯子玲

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

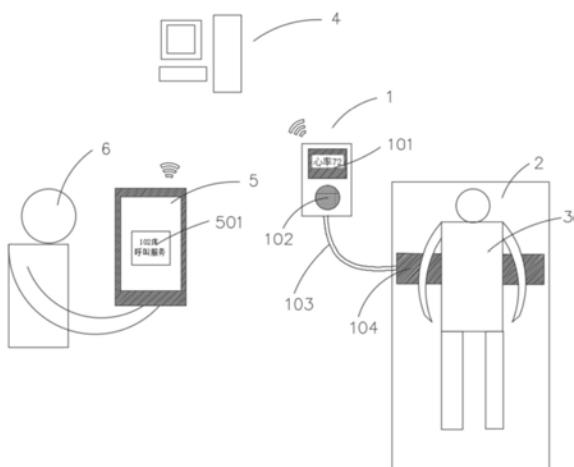
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种心率与心率变异性监测的方法及护理
型监护设备

(57)摘要

本发明提供了一种心率与心率变异性监测
的方法,包括以下步骤:采用传感器获取频率范
围在10Hz—80Hz的心搏信号;对获取的心搏信号
进行次方计算;对次方后的信号进行至少一次的
滤波;对滤波后的信号进行峰值点识别;峰值点
即心搏时刻点。其优点在于采用传感器提取人体
心搏信号,通过对心搏信号心音频段信号进行提
取,获得更准确地、可靠的心搏时刻点,进而计算
心率与心率变异性。



1. 一种心率与心率变异性监测的方法,其特征在于:包括以下步骤:

步骤A、采用传感器获取频率范围在10Hz—80Hz的心搏信号;

步骤B、对获取的心搏信号进行次方计算;

步骤C、对次方后的信号进行至少一次的滤波;

步骤D、对滤波后的信号进行峰值点识别;峰值点即心博时刻点。

2. 如权利要求1所述的心率与心率变异性监测的方法,其特征在于:步骤A中,频率范围在10Hz—80Hz的心搏信号的获取步骤为,提取原始心博信号,再对原始心博信号进行频带范围为10Hz—80Hz带通滤波处理;

作为优选,带通滤波处理的频带范围为15Hz—40Hz。

3. 如权利要求1所述的心率与心率变异性监测的方法,其特征在于:步骤B中,心搏信号进行平方计算。

4. 如权利要求1所述的心率与心率变异性监测的方法,其特征在于:步骤C中,进行2-4次的滤波;

作为优选,步骤C中进行低通滤波;

作为优选,步骤C中进行低通截止频率为0.3Hz—2Hz的低通滤波。

5. 如权利要求1所述的心率与心率变异性监测的方法,其特征在于:传感器为全电磁屏蔽型传感器;

全电磁屏蔽型传感器的输出信号电极层周围设置接地电极层;

作为优选,全电磁屏蔽型传感器连接至设备的导线具有屏蔽。

6. 如权利要求5所述的心率与心率变异性监测的方法,其特征在于:

全电磁屏蔽型传感器的包括依次设置的绝缘层、接地电极层、敏感层、信号电极层、绝缘层、接地电极层、绝缘层;全电磁屏蔽型传感器的还包括边缘接地电极层;边缘接地电极层处于敏感层和绝缘层之间且设置在信号电极层的两侧;

作为优选,敏感层与信号电极层接触的一侧为拱形或锯齿形;

作为优选,全电磁屏蔽型传感器的包括依次设置的敏感层、信号电极层和绝缘层;全电磁屏蔽型传感器的还包括接地电极层,接地电极层为长方形框结构;敏感层、信号电极层和绝缘层被包裹在接地电极层内;接地电极层的上下各设置一层绝缘层;

作为优选,全电磁屏蔽型传感器的包括依次设置的绝缘层、负信号电极层、敏感层、正信号电极层和绝缘层;全电磁屏蔽型传感器的还包括接地电极层,接地电极层为长方形框结构;绝缘层、负信号电极层、敏感层、正信号电极层和绝缘层被包裹在接地电极层内;接地电极层的上下各设置一层绝缘层;

作为优选,全电磁屏蔽型传感器的包括同心圆结构信号电极层、敏感层、接地电极层和绝缘层,由内向外依次设置。

7. 如权利要求1所述的心率与心率变异性监测的方法,其特征在于:传感器布设在床脚或床板或床垫或坐垫或沙发或座椅或枕头或床笠或床单的内部或上面或下面;

作为优选,该传感器布设于人体的头部或胸腔或屁股下面;

作为优选,传感器敏感层是由具有压阻、压电、驻极体、光纤光栅、纳米摩擦发电、电容、加速度计原理形成的PVDF、P(VDF+TrFE)、PTFE、FEP、PP、PZT、ZnO、COC、PFA、PEN、PCTFE、PET、SiO₂及其相互之间的复合材料组成。

8. 一种护理型监护设备,其特征在于:包括,监护终端、云端服务器和报警设备端;监护终端包括监测生命体征信号的传感器;监护终端或者云端服务器接收监护终端监测到的生命体征信号并进行数据处理;监护终端或者云端服务器还预设报警条件,并判断处理后的数据是否符合报警条件,当满足报警条件时,云端服务器控制报警设备终端发出报警信号;

其中,传感器获取的生命体征信号为原始心搏信号;

监护终端或者云端服务器原始心搏信号进行10Hz—80Hz带通滤波处理,对获取的心搏信号进行次方计算;对次方后的信号进行至少一次的滤波;对滤波后的信号进行峰值点识别;峰值点即心搏时刻点;

当心搏时刻点满足报警条件,报警设备终端报警。

9. 如权利要求8所述的护理型监护设备,其特征在于:监护终端还包括实时显示屏、呼叫按键、导线;监护终端通过导线与传感器相连;触发呼叫按钮,所述报警设备端发出报警信号;

作为优选,报警设备为智能手机;

作为优选,生命体征信号还包括呼吸、体动、鼾声。

10. 如权利要求9所述的护理型监护设备,其特征在于:

当云端服务器控制报警设备发出多个报警信号时,云端服务器将对触发报警事件进行优先级排序,报警设备按照优先级排序的先后发出报警信号。

一种心率与心率变异性监测的方法及护理型监护设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种心率与心率变异性监测的方法护理型监护设备。

背景技术

[0002] 心率与心率变异性是评估人体健康的关键指标。而心率变异性分析可以帮助评估人体睡眠、压力状况。而医用的基于心电图 (ECG) 和光电容积脉搏波扫记法 (PPG) 的用于检测心率和心率变异性的方式和设备都是需要人体佩戴, 使用较为繁琐。

[0003] 一种使用更为方便、无需佩戴的基于心冲击扫描图 (BCG) 监测心率和心率变异性的方式被提出和发展。检测心冲击扫描图 (BCG) 心搏产生的机械冲击力信号。当人体姿态产生变化, BCG 中的心搏冲击力信号的主峰值信号产生变化, 甚至产生削弱, 采用峰值检测的算法并未可以有效识别出心搏时刻点, 使得计算的心率和心率变异性产生误差。

[0004] 现有技术中, 常用的一种方式是将压电薄膜传感器至于床垫下放, 采集床垫上人体的心搏冲击振动信号。进而对采集的心搏冲击振动信号进行滤波处理, 然后对时间窗口内心搏信号进行局部峰值查询, 对其进行可信度参数最大值标记识别点, 标记心搏时刻点。该方法中并未心搏冲击振动信号的频率范围, 而较低通的滤波处理形成的心搏波形会随着人体在床垫上姿态的变化产生差异, 而这些差异造成该方法局部峰值检测出现一定误差。同时该方法并未提及对传感器进行特殊处理以便减少噪音对心搏冲击振动信号的干扰, 从而降低计算的准确度。

[0005] 另一种常用的方式是使用心音听诊位置获取的心音的心率检测方法和设备, 该方法基于心率检测装置并且通过心率检测装置的处理器进行执行。主要按照时间顺序定义滤波; 简单移动平均滤波; 峰值定位。该心音听诊设备属于电子听诊器, 需要贴附在人体上测量, 可以短时间内测量心音, 无法实现连续长时间监测。

[0006] 本发明提出一种屏蔽式传感器, 以及采用该传感器非佩戴式方式提取人体心搏信号, 通过对心搏信号心音频段信号进行提取, 获得更准确地、可靠的心搏时刻点, 进而计算心率与心率变异性。

发明内容

[0007] 本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法护理型监护设备, 采用传感器提取人体心搏信号, 通过对心搏信号心音频段信号进行提取, 获得更准确地、可靠的心搏时刻点, 进而计算心率与心率变异性。从而克服现有技术的缺陷, 解决上述技术问题。

[0008] 本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法, 包括以下步骤: 步骤A、采用传感器获取频率范围在10Hz—80Hz的心搏信号; 步骤B、对获取的心搏信号进行次方计算; 步骤C、对次方后的信号进行至少一次的滤波; 步骤D、对滤波后的信号进行峰值点识别; 峰值点即心搏时刻点。

[0009] 进一步, 本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法, 还具有以下特征: 步骤A中, 频带范围在10Hz—80Hz的心搏信号的获取步骤为, 提取原始心搏信号, 再对原始心搏

信号进行频带范围为10Hz—80Hz带通滤波处理。

[0010] 作为优选,带通滤波处理的频带为15Hz—40Hz。

[0011] 进一步,本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法,还具有以下特征:步骤B中,心搏信号进行平方计算。

[0012] 进一步,本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法,还具有以下特征:步骤C中,进行2-4次的滤波。

[0013] 作为优选,步骤C中进行低通滤波。

[0014] 作为优选,步骤C中进行低通截止频率为0.3Hz—2Hz的低通滤波。

[0015] 进一步,本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法,还具有以下特征:传感器为全电磁屏蔽型传感器;全电磁屏蔽型传感器的输出信号电极层周围设置接地电极层。

[0016] 作为优选,全电磁屏蔽型传感器连接至设备的导线具有屏蔽。

[0017] 进一步,本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法,还具有以下特征:全电磁屏蔽型传感器的包括依次设置的绝缘层、接地电极层、敏感层、信号电极层、绝缘层、接地电极层、绝缘层;全电磁屏蔽型传感器的还包括边缘接地电极层;边缘接地电极层处于敏感层和绝缘层之间且设置在信号电极层的两侧。

[0018] 作为优选,敏感层与信号电极层接触的一侧为拱形或锯齿形。

[0019] 作为优选,全电磁屏蔽型传感器的包括依次设置的敏感层、信号电极层和绝缘层;全电磁屏蔽型传感器的还包括接地电极层,接地电极层为长方形框结构;敏感层、信号电极层和绝缘层被包裹在接地电极层内;接地电极层的上下各设置一层绝缘层。

[0020] 作为优选,全电磁屏蔽型传感器的包括依次设置的绝缘层、负信号电极层、敏感层、正信号电极层和绝缘层;全电磁屏蔽型传感器的还包括接地电极层,接地电极层为长方形框结构;绝缘层、负信号电极层、敏感层、正信号电极层和绝缘层被包裹在接地电极层内;接地电极层的上下各设置一层绝缘层。

[0021] 作为优选,全电磁屏蔽型传感器的包括同心圆结构信号电极层、敏感层、接地电极层和绝缘层,由内向外依次设置。

[0022] 进一步,本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法,还具有以下特征:传感器布设在床脚或床板或床垫或坐垫或沙发或座椅或枕头或床笠或床单的内部或上面或下面。

[0023] 作为优选,该传感器布设于人体的头部或胸腔或屁股下面。

[0024] 作为优选,传感器敏感层是由具有压阻、压电、驻极体、光纤光栅、纳米摩擦发电、电容、加速度计原理形成的PVDF、P(VDF+TrFE)、PTFE、FEP、PP、PZT、ZnO、COC、PFA、PEN、PCTFE、PET、SiO₂及其相互之间的复合材料组成。

[0025] 另外,本发明还提供了一种护理型监护设备,包括,监护终端、云端服务器和报警设备端;监护终端包括监测生命体征信号的传感器;监护终端或者服务器接收监护终端监测到的生命体征信号并进行数据处理;监护终端或者云端服务器还预设报警条件,并判断处理后的数据是否符合报警条件,当满足报警条件时,云端服务器控制报警设备终端发出报警信号。

[0026] 进一步,本发明提供了一种护理型监护设备,还具有以下特征:传感器获取原始心搏信号;所述云端服务器原始心搏信号进行10Hz—80Hz带通滤波处理,对获取的心搏信号

进行次方计算；对次方后的信号进行至少一次的滤波；对滤波后的信号进行峰值点识别；峰值点即心搏时刻点；当心搏时刻点满足报警条件，报警设备终端报警。

[0027] 进一步，本发明提供了一种护理型监护设备，还具有以下特征：监护终端还包括实时显示屏、呼叫按键、导线；监护终端通过导线与传感器相连；触发呼叫按钮，所述报警设备端发出报警信号。

[0028] 作为优选，报警设备为智能手机。

[0029] 作为优选，生命体征信号还包括呼吸、体动、鼾声。

[0030] 进一步，本发明提供了一种护理型监护设备，还具有以下特征：当云端服务器控制报警设备发出多个报警信号时，云端服务器将对触发报警事件进行优先级排序，报警设备按照优先级排序的先后发出报警信号。

[0031] 本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法，区别于现有技术通过识别心搏冲击力信号计算心率，主要是识别每次心搏的冲击力主要峰值。而人体姿态产生变化时，往往会因为冲击力传递路径和强度分布产生变化，而传感器受到的压力大小产生变化，造成主峰就不够明显，识别算法难度加大。

[0032] 本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法主要采取心音段频率信号，其波形产生的稳定性更高，不容易受人体姿态的影响。

附图说明

[0033] 图1是实施例一的护理型监护设备的结构示意图。

[0034] 图2是实施例一的传感器结构示意图。

[0035] 图3是实施例一的传感器采集到的心搏信号波形图。

[0036] 图4是实施例一中进行15Hz—40Hz带通滤波处理后波形图。

[0037] 图5是实施例一中进行平方计算后的波形图。

[0038] 图6是实施例一中进行一次1Hz低通滤波后的波形图。

[0039] 图7是实施例一中进行第二次1Hz低通滤波后的波形图。

[0040] 图8是实施例二的传感器结构示意图。

[0041] 图9是实施例三的传感器结构示意图。

[0042] 图10是实施例四的传感器结构示意图。

[0043] 图11是实施例五的传感器结构示意图。

具体实施方式：

[0044] 下面结合附图和具体实施方式对本发明进一步详细描述。

[0045] 实施例一

[0046] 图1是实施例一的护理型监护设备的结构示意图。

[0047] 如图1所示，护理型监护设备包括：监护终端1、云端服务器4和报警设备端5。监护终端1包括：实时显示屏101、呼叫按键102、导线103和传感器104。监护终端1通过导线103与传感器104相连，实时显示屏101和呼叫按键102设置在监护终端1上。报警设备5可以直接采用智能手机，则不需要额外配置了。

[0048] 本实施例中，传感器104放置在床垫2上方，且处于被护理人员3胸腔位置的下方。

当被护理人员3触发呼叫按键102时,监护终端1将信号发射至云端服务器4,云端服务器4接收到信号后,控制报警设备端5发出报警信息501。护理员6到达床位可以按压呼叫按键105消除报警信息。护理员6将呼叫服务的护理事件记录在报警设备端5上,并上传至云端服务器4。传感器104可以布设在床脚或床板或床垫或坐垫或沙发或座椅或枕头或床笠或床单的内部或上面或下面。该传感器104布设于人体的头部或胸腔或屁股下面。

[0049] 图2是实施例一的传感器结构示意图。

[0050] 如图2所示,本实施例中,传感器104为全电磁屏蔽型传感器,包括绝缘层14、接地电极层13、敏感层11、信号电极层12、绝缘层14、接地电极层13、绝缘层14。全电磁屏蔽型传感器的还包括边缘接地电极层15;边缘接地电极层15处于敏感层11和绝缘层14之间且设置在信号电极层12的两侧,与两层接地电极层13将信号电极层12包围起来,起到全屏蔽的作用。

[0051] 敏感层11可以是由具有压阻、压电、驻极体、光纤光栅、纳米摩擦发电、电容、加速度计原理形成的PVDF、P(VDF+TrFE)、PTFE、FEP、PP、PZT、ZnO、COC、PFA、PEN、PCTFE、PET、SiO₂及其相互之间的复合材料组成。

[0052] 因为现有技术采用心搏信号识别的算法通常采集较低频率,一般为5Hz以下频率段识别心搏冲击力信号,外界工频噪音(50Hz)对结构影响不大,所以无需要求传感器必须屏蔽保护。而本发明选用相对较高的频率范围10Hz—80Hz识别的是心搏心音信号,对传感器要求必须屏蔽保护,以防止外界工频噪音对心搏心音信号采集造成影响。全电磁屏蔽型传感器104连接至实时显示屏101的导线102也具有屏蔽。如图3所示传感器104采集的原始心博信号,传送至云端服务器4。传感器104还可以监测呼吸、体动、鼾声的生命体征。

[0053] 监护终端1或云端服务器4接收到传感器104采集到的原始心博信号,进行15Hz—30Hz带通滤波处理,获得如图4所示波形图。再对带通滤波处理后的心搏信号进行平方计算,获得如图5所示波形图。再对平方后的信号进行两次低通截止频率为1Hz的低通滤波,获得如图7所示的波形图。再对滤波后的信号进行峰值点识别;峰值点即心博时刻点。

[0054] 当然,原始心博信号的带通滤波处理的频率范围还可以为15Hz—40Hz、20Hz—45Hz、30Hz—70Hz。带通滤波后信号可以取4次方。次方后信号取低通截止频率为0.5Hz低通滤波;或者一次低通截止频率为0.3Hz,之后再取一次低通截止频率为0.7Hz低通滤波或者取两次低通截止频率为1.2Hz后再取一次低通截止频率为2Hz低通滤波。

[0055] 监护终端1或云端服务器4预设报警条件,报警条件可以为每分钟心博频率大于150或者小于50次,满足报警条件云端服务器4控制报警设备端5发出报警信息501。当然,当呼吸、体动、鼾声等生命体征满足相应的报警条件,云端服务器4控制报警设备端5发出报警信息501。护理型监护设备还可以针对性的通过体动判别受护人体动状态,来判定护理员是否进行了防压疮护理服务,并将信息记录至云端服务器4。监护终端1和报警设备端5之间还可以具有对讲功能。

[0056] 当云端服务器控制报警设备发出多个报警信号时,云端服务器将对触发报警事件进行优先级排序,优先级排序应当以该事件滞后服务会对受护人人身造成损伤程度序列为准,报警设备按照优先级排序的先后发出报警信号。

[0057] 实施例二

[0058] 本实施例中,除了传感器的结构与实施例一不同之外,其他部件的结构和工作原

理相同,不在重复叙述。

[0059] 如图8所示,本实施例中的传感器包括:依次设置的敏感层21、信号电极层22和绝缘层24。传感器的还包括接地电极层23,接地电极层23为长方形框结构。敏感层21、信号电极层22和绝缘层24被包裹在接地电极层23内;接地电极层23的上下各设置一层绝缘层24。

[0060] 实施例三

[0061] 本实施例中,除了传感器的结构与实施例一不同之外,其他部件的结构和工作原理相同,不在重复叙述。

[0062] 如图9所示,本实施例中的传感器包括:依次设置的绝缘层34、负信号电极层35、敏感层31、正信号电极层32和绝缘层34。传感器的还包括接地电极层33,接地电极层33为长方形框结构;绝缘层34、负信号电极层35、敏感层31、正信号电极层32和绝缘层34被包裹在接地电极层35内;接地电极层33的上下各设置一层绝缘层34。

[0063] 实施例四

[0064] 本实施例中,除了传感器的结构与实施例一不同之外,其他部件的结构和工作原理相同,不在重复叙述。

[0065] 如图10所示,本实施例中的传感器包括:绝缘层44、接地电极层43、敏感层41、信号电极层42、绝缘层44、接地电极层43、绝缘层44。传感器的还包括边缘接地电极层45;边缘接地电极层45处于敏感层41和绝缘层44之间且设置在信号电极层42的两侧,与两层接地电极层43将信号电极层42包围起来,起到全屏蔽的作用。本实施例中敏感层41与信号电极层52接触的一侧为锯齿形。当然,敏感层41与信号电极层52接触的一侧也可以为拱形。

[0066] 实施例五

[0067] 本实施例中,除了传感器的结构与实施例一不同之外,其他部件的结构和工作原理相同,不在重复叙述。

[0068] 如图11所示,本实施例中的传感器包括:同心圆结构信号电极层52、敏感层51、接地电极层53和绝缘层54,由内向外依次设置。

[0069] 本说明书中所述的只是本发明的较佳具体实施例,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非对本发明的限制。凡本领域技术人员依本发明的构思通过逻辑分析、推理或者有限的实验可以得到的技术方案,皆应在本发明的范围之内。

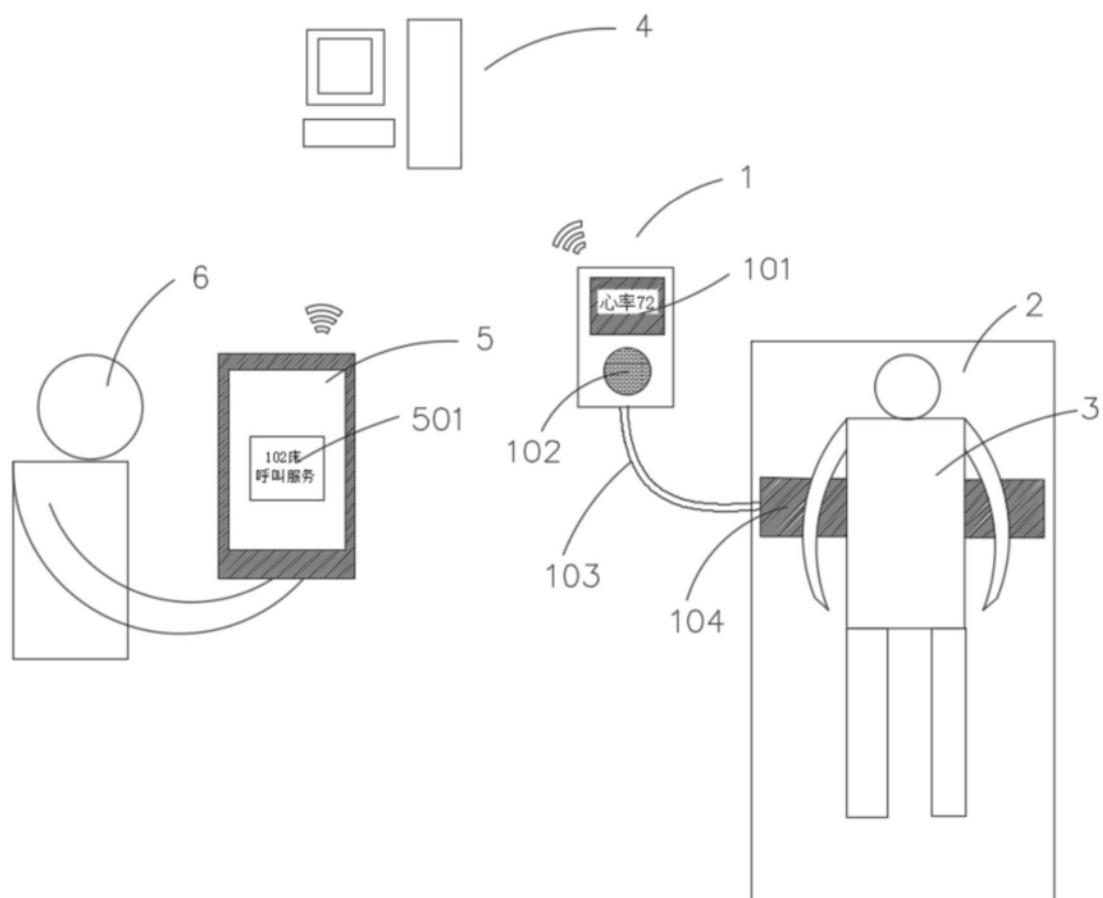


图1

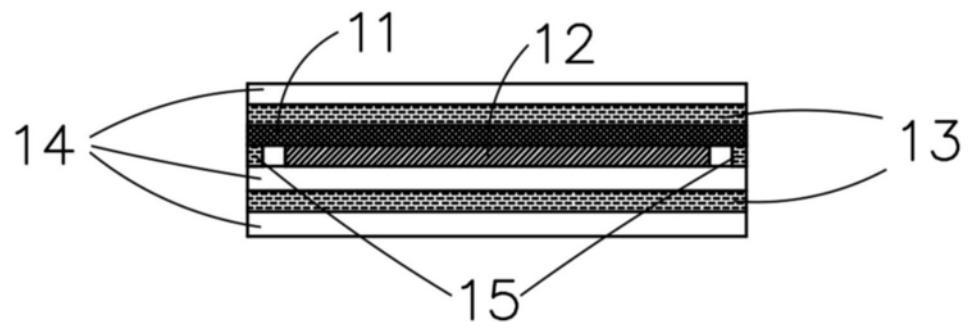


图2

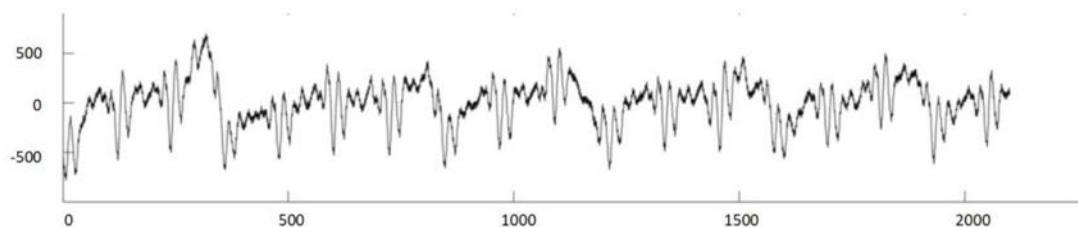


图3

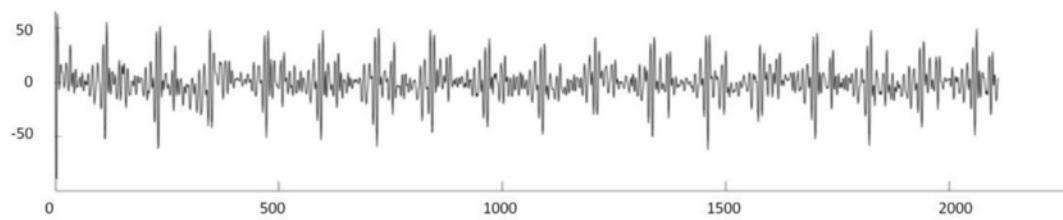


图4

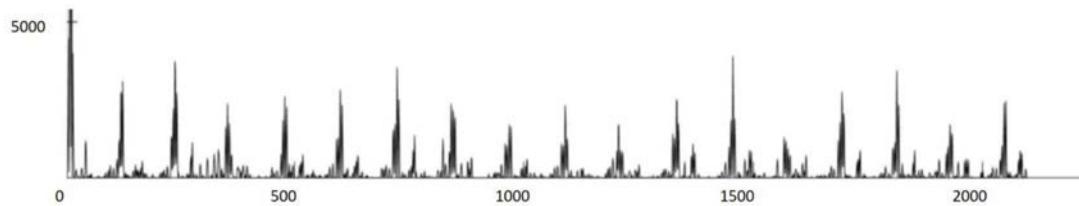


图5

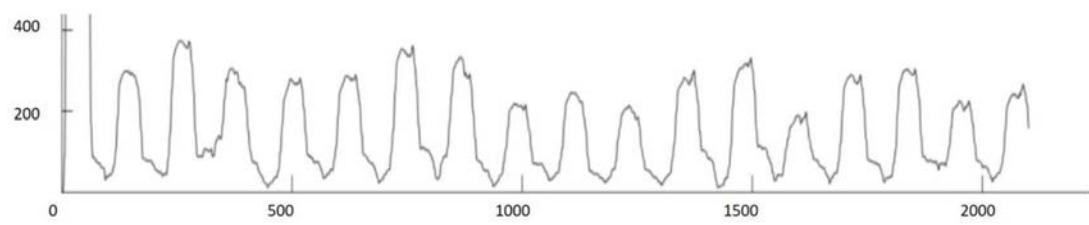


图6

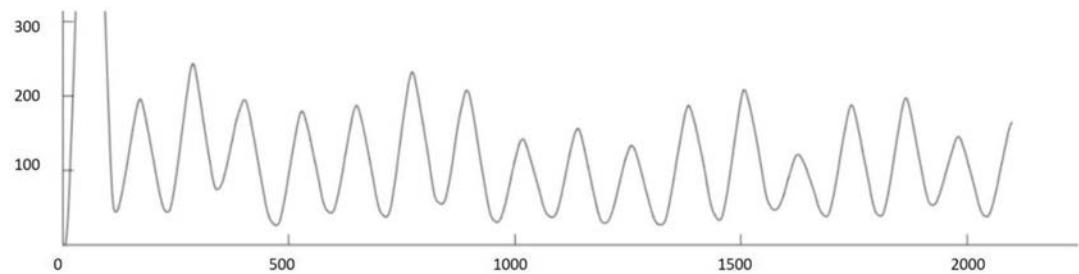


图7

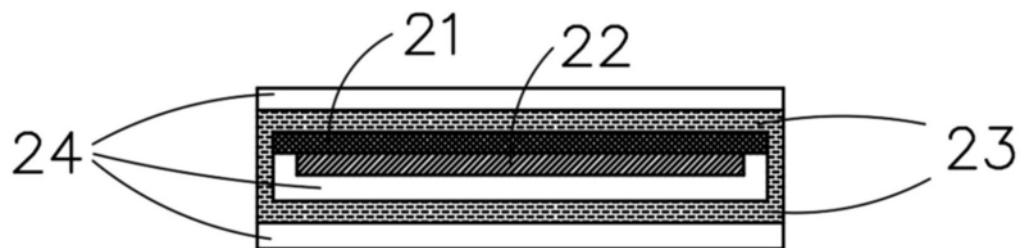


图8

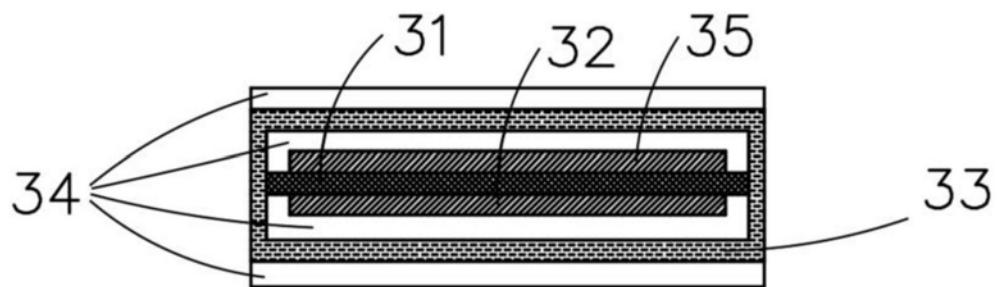


图9

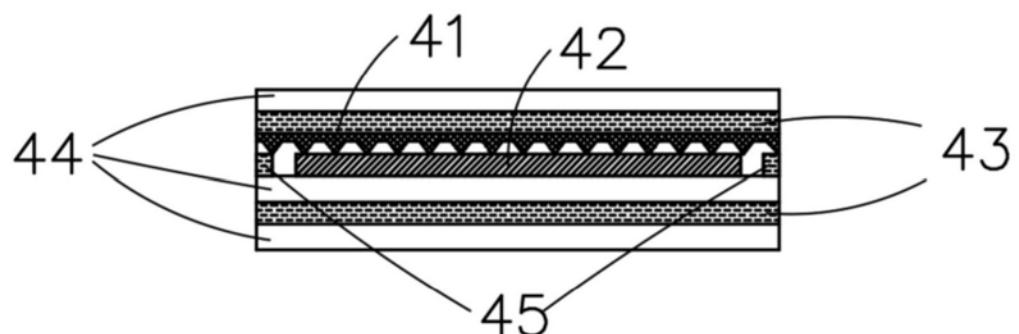


图10

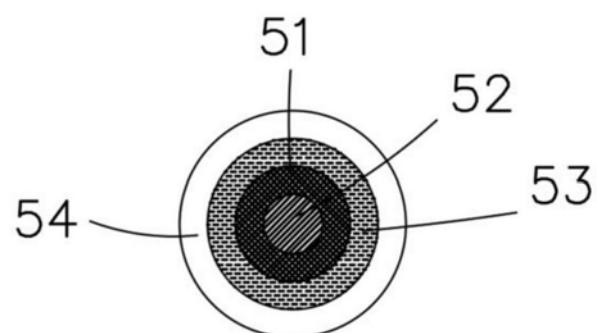


图11

专利名称(译)	一种心率与心率变异性监测的方法及护理型监护设备		
公开(公告)号	CN109620181A	公开(公告)日	2019-04-16
申请号	CN201910041630.6	申请日	2019-01-16
[标]申请(专利权)人(译)	贝骨新材料科技(上海)有限公司		
申请(专利权)人(译)	贝骨新材料科技(上海)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	贝骨新材料科技(上海)有限公司		
[标]发明人	李彦坤 吴涛		
发明人	李彦坤 吴涛		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0004 A61B5/02405 A61B5/0826 A61B5/1118 A61B5/4818 A61B5/6891 A61B5/6892 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/746 A61B5/747		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供了一种心率与心率变异性监测的方法，包括以下步骤：采用传感器获取频率范围在10Hz—80Hz的心搏信号；对获取的心搏信号进行次方计算；对次方后的信号进行至少一次的滤波；对滤波后的信号进行峰值点识别；峰值点即心搏时刻点。其优点在于采用传感器提取人体心搏信号，通过对心搏信号心音频段信号进行提取，获得更准确地、可靠的心搏时刻点，进而计算心率与心率变异性。

