



(43)申请公布日 2016.07.06

A61B 5/00(2006.01)

图1 本发明系统结构示意图。该图展示了监测系统主体与智能手机的连接。监测系统主体包含主控制模块、信号隔离模块、驱动模块、自研器、自动关机模块、蓝牙通讯模块、电源管理模块和电压检测模块。智能手机包含蓝牙通讯模块和处理器。电源管理模块通过多条线路连接到多个电源接口。

1.一种具有心电信号质量判别功能的心电监测系统,包括心电监测器和智能终端,所述的心电监测器与智能终端通过无线通讯连接;其特征在于:

所述的心电监测器包括监测器主体和若干个心电采集电极,所述的监测器主体内设有主控模块、信号调理模块和蓝牙通讯模块;心电采集电极与信号调理模块连接,信号调理模块与主控模块连接,主控模块与蓝牙通讯模块连接;所述的心电采集电极用于拾取人体表的微弱心电信号,送入信号调理模块经过放大滤波处理后,由主控模块进行采样和数字信号处理,然后通过蓝牙通讯模块将心电信号传输给智能终端;

所述的智能终端包括蓝牙通讯模块和处理器,所述的处理器包括:

信号采集模块,用于通过智能终端内的蓝牙通讯模块收集心电监测器提供的心电数据;所述的心电数据为心电监测器预先采集得到基于独立导联通道的m组心电信号段或用户日常检测时心电监测器采集得到单通道的心电信号段;所述m组心电信号段的质量通过人工被标记为0或1,1表示满足接受要求,0表示不满足接受要求,m为大于1的自然数;

特征提取模块,用于对所述的心电数据进行特征提取即对于任一心电信号段通过计算得到该心电信号段的QRS能量比值、信号峰度和基线能量比值,并将这三个特征指标组成该心电信号段的特征序列;

神经网络训练模块,用于根据与上述m组心电信号段对应提取得到的m组特征序列通过人工神经网络学习算法进行训练,得到关于心电信号质量的判别模型;

判别模块,用于将用户日常检测得到的单通道心电信号段所对应的特征序列代入上述判别模型中得到对应关于心电信号质量的输出结果,进而根据该输出结果判断出该单通道心电信号段的质量是否满足接受要求。

2.根据权利要求1所述的心电监测系统,其特征在于:所述的特征提取模块通过以下算式计算心电信号段的QRS能量比值:

$$S = \frac{\int_{f=5}^{f=15} P(f) df}{\int_{f=5}^{f=40} P(f) df}$$

其中:P(f)为心电信号段的功率谱密度函数,S为心电信号段的QRS能量比值,f为频率。

3.根据权利要求1所述的心电监测系统,其特征在于:所述的特征提取模块通过以下算式计算心电信号段的信号峰度:

$$K = \frac{\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^4}{\left(\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^2 \right)^2}$$

其中:X(i)为心电信号段中的第i个采样值,N为心电信号段中的采样点个数, μ 为心电信号段的平均采样值,K为心电信号段的信号峰度。

4.根据权利要求1所述的心电监测系统,其特征在于:所述的特征提取模块通过以下算式计算心电信号段的基线能量比值:

$$B = \frac{\int_{f=1}^{f=40} P(f)df}{\int_{f=0}^{f=40} P(f)df}$$

其中： $P(f)$ 为心电信号段的功率谱密度函数， B 为心电信号段的基线能量比值， f 为频率。

5. 根据权利要求1所述的心电监测系统，其特征在于：所述的神经网络训练模块所采用的人工神经网络学习算法以梯度下降法作为优化方向。

6. 根据权利要求1所述的心电监测系统，其特征在于：所述的神经网络训练模块通过人工神经网络学习算法进行训练的具体过程如下：

- (1) 将 m 组特征序列分为训练集和测试集且训练集大于测试集；
- (2) 初始化构建一个由输入层、隐藏层和输出层组成的神经网络；
- (3) 从训练集中任取一特征序列代入上述神经网络计算得到对应关于心电信号质量的输出结果，计算该输出结果与该特征序列所对应的人工标记质量之间的累积误差；
- (4) 根据该累积误差通过梯度下降法对神经网络中输入层与隐藏层之间以及隐藏层与输出层之间的权重进行修正，进而从训练集中任取下一特征序列代入修正后的神经网络；
- (5) 根据步骤(3)和(4)遍历训练集中的所有特征序列，取累积误差最小时所对应的神经网络为判别模型。

7. 根据权利要求6所述的心电监测系统，其特征在于：所述的神经网络训练模块初始化构建的神经网络中输入层由3个神经元组成，隐藏层由4个神经元组成，输出层由1个神经元组成。

8. 根据权利要求6所述的心电监测系统，其特征在于：所述的神经网络训练模块初始化构建的神经网络中神经元函数 $g(z)$ 的表达式如下：

$$g(z) = \frac{1}{1 + e^{-z}}$$

其中： z 为函数的自变量。

9. 根据权利要求6所述的心电监测系统，其特征在于：所述的神经网络训练模块对于训练得到的判别模型，将测试集中的特征序列逐个代入该判别模型得到对应关于心电信号质量的输出结果，使每一特征序列所对应的输出结果与人工标记质量进行比较，若测试集的正确率大于等于阈值的话，则该判别模型最终确定；若测试集的正确率小于阈值的话，则利用心电监测器采集更多的心电信号段样本，经过特征提取模块得到更多数量的特征序列作为神经网络的输入进行训练。

10. 根据权利要求1所述的心电监测系统，其特征在于：所述的智能终端为智能手机、平板电脑或PC机。

一种具有心电信号质量判别功能的心电监测系统

技术领域

[0001] 本发明属于医疗设备技术领域,具体涉及一种具有心电信号质量判别功能的心电监测系统。

背景技术

[0002] 心电信号常常会受到严重的噪音和假象干扰,而滤波算法很多时候并不能很好得去除这些干扰,特别是因为干扰信号和心电信号往往具有相似的频率成分及相近的形态。因此干扰会降低心电信号质量,并影响基于心电的自动疾病诊断而引起较多的假报警(假阳性)情况。比如心电信号太差会引起ICU中大量的假报警,ICU中的假报警甚至可能高达86%。

[0003] 随着人类预期寿命的逐渐提高,现代社会健康老龄化将成为全球重点。世界卫生组织估计到2050年全世界60岁以上人口将达到20亿,并且80%的老年人将生活在低收入和中等收入国家。心血管疾病等慢性病将成为一个很大的负担并严重影响老年人的生活质量。移动医疗和可穿戴式医疗设备将越来越广泛地用于慢性病的预防和管理。未来移动医疗将提供高质、低价、方便的健康管理方案。比如HoIter因其可以在不影响日常生活的情况下方便地使用,而被广泛用于长程的心电监护。HoIter的动态监测功能使得其可以在临床使用中达到24小时甚至长达数天的连续监测。现代通讯手段使得心电信号可以很方便得存储并近乎实时得传输到医护人员的电脑上或其他移动终端上。但是,动态下的HoIter信号会受到比较严重的噪音的假象干扰,被噪音污染的HoIter信号对自动甚至人工疾病诊断造成很大困难。

[0004] 通过实时对心电信号质量进行评估,用户可以即时知道所获取的心电信号的质量如何。如果,信号质量太差,用户将得到提醒,并重新测量信号,或检查电极的联结,或检查其他可能造成的噪音影响。

[0005] 从近期一些文献或者专利技术中可以查阅到有关心电信号质量评估技术的研究,但是这些研究都是基于特征点提取的,也即首先通过一种算法提取心电信号的特征点,比如多数情况下是R波点或者是QRS波群,然后通过对特征点提取结果的分析、QRS波形的分析等获取对信号质量的描述;但特征提取结果的重要影响因素之一便是信号质量水平,信号质量问题会对特征提取造成误差,通过特征提取结果对信号质量水平进行判断也带来误差,这些误差都是向后积累的,最终造成分析结果的不精确,甚至是错误。

[0006] 另外,信号质量水平不是简单的好与不好的区别,具有明显的模糊性质,这符合人类本身对于信号质量的认知方式。对于一例特定的信号,其可能含有多种影响质量的因素,怎样将它归类到与其更为相似的一种类别中,以往的处理方式很难做到这一点。

发明内容

[0007] 针对现有技术所存在的上述技术问题,本发明提供了一种具有心电信号质量判别功能的心电监测系统,能够有效的判断心电信号质量是否满足可接受要求,大大降低了由

于信号质量较低带来的诊断结果错误。

[0008] 一种具有心电信号质量判别功能的心电监测系统,包括心电监测器和智能终端,所述的心电监测器与智能终端通过无线通讯连接;

[0009] 所述的心电监测器包括监测器主体和若干个心电采集电极,所述的监测器主体内设有主控模块、信号调理模块和蓝牙通讯模块;心电采集电极与信号调理模块连接,信号调理模块与主控模块连接,主控模块与蓝牙通讯模块连接;所述的心电采集电极用于拾取人体表的微弱心电信号,送入信号调理模块经过放大滤波处理后,由主控模块进行采样和数字信号处理,然后通过蓝牙通讯模块将心电信号传输给智能终端;

[0010] 所述的智能终端包括蓝牙通讯模块和处理器,所述的处理器包括:

[0011] 信号采集模块,用于通过智能终端内的蓝牙通讯模块收集心电监测器提供的心电数据;所述的心电数据为心电监测器预先采集得到基于独立导联通道的m组心电信号段或用户日常检测时心电监测器采集得到单通道的心电信号段;所述m组心电信号段的质量通过人工被标记为0或1,1表示满足接受要求,0表示不满足接受要求,m为大于1的自然数;

[0012] 特征提取模块,用于对所述的心电数据进行特征提取即对于任一心电信号段通过计算得到该心电信号段的QRS能量比值、信号峰度和基线能量比值,并将这三个特征指标组成该心电信号段的特征序列;

[0013] 神经网络训练模块,用于根据与上述m组心电信号段对应提取得到的m组特征序列通过人工神经网络学习算法进行训练,得到关于心电信号质量的判别模型;

[0014] 判别模块,用于将用户日常检测得到的单通道心电信号段所对应的特征序列代入上述判别模型中得到对应关于心电信号质量的输出结果,进而根据该输出结果判断出该单通道心电信号段的质量是否满足接受要求。

[0015] 所述的特征提取模块通过以下算式计算心电信号段的QRS能量比值:

$$[0016] \quad S = \frac{\int_{f=5}^{f=15} P(f) df}{\int_{f=5}^{f=40} P(f) df}$$

[0017] 其中:P(f)为心电信号段的功率谱密度函数,S为心电信号段的QRS能量比值,f为频率。

[0018] 所述的特征提取模块通过以下算式计算心电信号段的信号峰度:

$$[0019] \quad K = \frac{\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^4}{\left(\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^2 \right)^2}$$

[0020] 其中:X(i)为心电信号段中的第i个采样值,N为心电信号段中的采样点个数,μ为心电信号段的平均采样值,K为心电信号段的信号峰度。

[0021] 所述的特征提取模块通过以下算式计算心电信号段的基线能量比值:

$$[0022] \quad B = \frac{\int_{f=1}^{f=40} P(f)df}{\int_{f=0}^{f=40} P(f)df}$$

[0023] 其中： $P(f)$ 为心电信号段的功率谱密度函数， B 为心电信号段的基线能量比值， f 为频率。

[0024] 所述的神经网络训练模块所采用的人工神经网络学习算法以梯度下降法作为优化方向。

[0025] 所述的神经网络训练模块通过人工神经网络学习算法进行训练的具体过程如下：

[0026] (1)将 m 组特征序列分为训练集和测试集且训练集大于测试集；

[0027] (2)初始化构建一个由输入层、隐藏层和输出层组成的神经网络；

[0028] (3)从训练集中任取一特征序列代入上述神经网络计算得到对应关于心电信号质量的输出结果，计算该输出结果与该特征序列所对应的人工标记质量之间的累积误差；

[0029] (4)根据该累积误差通过梯度下降法对神经网络中输入层与隐藏层之间以及隐藏层与输出层之间的权重进行修正，进而从训练集中任取下一特征序列代入修正后的神经网络；

[0030] (5)根据步骤(3)和(4)遍历训练集中的所有特征序列，取累积误差最小时所对应的神经网络为判别模型。

[0031] 所述的神经网络训练模块初始化构建的神经网络中输入层由3个神经元组成，隐藏层由4个神经元组成，输出层由1个神经元组成。

[0032] 所述的神经网络训练模块初始化构建的神经网络中神经元函数 $g(z)$ 的表达式如下：

$$[0033] \quad g(z) = \frac{1}{1 + e^{-z}}$$

[0034] 其中： z 为函数的自变量。

[0035] 所述的神经网络训练模块对于训练得到的判别模型，将测试集中的特征序列逐个代入该判别模型得到对应关于心电信号质量的输出结果，使每一特征序列所对应的输出结果与人工标记质量进行比较，若测试集的正确率大于等于阈值的话，则该判别模型最终确定；若测试集的正确率小于阈值的话，则利用心电监测器采集更多的心电信号段样本，经过特征提取模块得到更多数量的特征序列作为神经网络的输入进行训练。

[0036] 所述的智能终端可以为智能手机、平板电脑或PC机。

[0037] 本发明心电监测系统通过功率谱密度求积分和峰态系数的技术手段在学习前将独立单通道的心电信号转化为QRS能量比值、信号峰度和基线能量比值三个特征值，进而根据特征值利用人工神经网络学习算法以梯度下降的优化方式将判别模型准确的建立，通过对系统模型的还原，实现了心电信号质量的判别方法，进而有效的对心电信号是否能用来进行诊断做出了甄别。

附图说明

[0038] 图1为本发明心电监测系统的结构示意图。

[0039] 图2为本发明心电监测系统中智能终端的结构示意图。

[0040] 图3为本发明心电信号质量判别过程中的人工神经网络模型示意图。

具体实施方式

[0041] 为了更为具体地描述本发明,下面结合附图及具体实施方式对本发明的技术方案进行详细说明。

[0042] 如图1所示,本发明具有心电信号质量判别功能的心电监测系统,包括心电监测器和智能手机;其中:

[0043] 心电监测器包括监测器主体和多个心电采集电极,监测器主体内设有主控模块、电压检测模块、蓝牙通讯模块、信号调理模块、自动关机模块、电源管理模块和驱动模块;监测器主体表面设有开关按钮和低压指示灯1;其中:

[0044] 电源管理模块用于为心电采集电极以及监测器主体内其他功能模块提供工作电压。

[0045] 心电采集电极与信号调理模块连接,其用于拾取人体表的微弱心电信号。

[0046] 信号调理模块与主控模块连接,其用于对心电采集电极拾取到的微弱心电信号进行放大滤波等处理后传送给主控模块;本实施方式中,信号调理模块由输入缓冲级、前置仪表放大级、高通滤波器、中间放大级、低通滤波器以及工频陷波器依次连接组成。

[0047] 驱动模块与主控模块和开关按钮相连,其用于通过主控模块驱动电源管理模块对心电采集电极放电,使用者可通过开关按钮启动心电监测器。

[0048] 电压检测模块与电源管理模块和低压指示灯1连接,其用于检测电源管理模块的电压信息;当电源管理模块为心电监测器提供的工作电压小于一预设值情况下,低压指示灯1点亮,以提示用户对心电监测器进行充电或更换电池。

[0049] 自动关机模块与电源管理模块和主控模块连接,其可以使心电监测器在长时间不工作的情况下,将心电监测器的供电电源切断,进入休眠状态,降低功耗;本实施方式中,自动关机模块内设有一计时器,计时器与主控模块连接,计时器设定有一定的时间间隔(10s),当主控模块中没有心电信号超过该时间间隔,自动关机模块将自动将电源切断,进入休眠状态,降低功耗。

[0050] 蓝牙通讯模块与主控模块相连,主控模块通过蓝牙通讯模块将心电信号无线传输给智能手机。本实施方式中,蓝牙通讯模块遵循蓝牙标准协议;模块支持UART、USB、SPI、PCM、SPDIF等接口,并支持SPP蓝牙串口协议,具有成本低、体积小、功耗低、收发灵敏性高等优点,只需配备少许的外围元件就能实现其强大功能。

[0051] 如图2所示,本实施方式中智能手机内包含有处理器和蓝牙通讯模块,蓝牙通讯模块与处理器相连;处理器包括信号采集模块、特征提取模块、神经网络训练模块和判别模块;其中:

[0052] 信号采集模块通过蓝牙通讯模块收集心电监测器提供的心电数据;心电数据为心电监测器预先采集得到基于独立导联通道的m组心电信号段或用户日常检测时心电监测器采集得到单通道的心电信号段;m组心电信号段的质量通过人工被标记为0或1,1表示满足接受要求,0表示不满足接受要求,m为大于1的自然数。本实施方式用于算法分析的数据库

是来源于CinC Challenge 2011(以下简称为CinC)。CinC数据库中包含1000个10秒时长的12通道标准医用记录。标准医用12通道中,只有8个通道是独立。因此,我们对每个记录选取8个通道,分别为:通道I,II,V1,V2,V3,V4,V5,V6。由此构成的数据库包含8000个单通道心电图记录。每个单通道记录再经由人工评判,根据其信号质量标注为可接受和不可接受两种。

[0053] 特征提取模块用于对信号采集模块收集得到的心电数据进行特征提取即对于任一心电图信号段通过计算得到该心电图信号段的QRS能量比值、信号峰度和基线能量比值,并将这三个特征指标组成该心电图信号段的特征序列;具体计算方法如下:

[0054] (1)计算QRS能量比值;该特征定义为QRS波形能量与心电图信号的能量的比值。

[0055] 首先对心电图信号做频谱分析,然后计算5-15Hz频段的能量和5-40Hz频段能量的相对比值。其中5-15Hz大致对应于QRS波形的能量,5-40Hz大约相当于心电图信号整体的能量;如以下公式所示:

$$[0056] \quad S = \frac{\int_{f=5}^{f=15} P(f)df}{\int_{f=5}^{f=40} P(f)df} \quad (1)$$

[0057] QRS波的能量主要集中在10Hz的频率带宽内且中心宽度为10Hz,当出现肌电干扰时,信号中的高频成分会增加,那么能量比值将会降低;而当发生一个类QRS波的电极移位时,则能量比值会显著增加。

[0058] (2)计算峰度;峰度又称为峰态系数,在统计学中亦成为四阶标准矩。峰度用来表征分布曲线在平均值处峰值高低。用X表示一段心电图信号,用 μ 来表示信号的均值,用 σ 来表示信号的标准方差;以下公式用来求峰度:

$$[0059] \quad K = \frac{\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^4}{\left(\sum_{i=1}^N (X(i) - \mu)^2 \right)^2} \quad (2)$$

[0060] 一个干净完好的心电信号其峰度大于5,而如果存在肌电干扰或、基线漂移、工频干扰或者高斯分布的随机噪声,其峰度将低于5。

[0061] (3)计算基线能量比值;该特征定义为1-40Hz频段的能量和0-40Hz频段能量之间的商。

$$[0062] \quad B = \frac{\int_{f=1}^{f=40} P(f)df}{\int_{f=0}^{f=40} P(f)df} \quad (3)$$

[0063] 基线漂移的频率约为0.15-0.3Hz,所以通过基线能量比值能够有效的表征是否存在影响较大的基线干扰。

[0064] 神经网络训练模块用于根据与上述m组心电图信号段对应提取得到的m组特征序列通过人工神经网络学习算法进行训练,得到关于心电图信号质量的判别模型;具体实现过程

如下:

[0065] (1)将单通道的心电信号训练样本集划分为训练集和测试集;

[0066] (2)根据人工神经网络学习算法建立神经网络模型:神经网络模型有输入层、隐藏层和输出层三层,输入层的输入输出为三通道的相关系数,层与层之间通过公式(4)进行连接,隐藏层和输出层的神经元激活函数为公式(5),输出层由1个神经元构成,隐藏层由4个神经元构成,同时将各层间的权值系数初始化;图3为建立的人工神经网络模型。

$$[0067] \quad h(x) = \sum_{j=1}^n w_j x_j + w_0 \quad (4)$$

$$[0068] \quad g(z) = \frac{1}{1 + e^{-z}} \quad (5)$$

[0069] (3)将心电训练样本的训练集中的一组样本输入到当前权值系数下的神经网络,依次计算输入层、隐藏层和输出层的各节点的输出。

[0070] (4)根据公式(6)计算所有心电训练样本的输出层输出与心电训练样本的期望结果之间的累积误差 E_{train} ,根据梯度下降法,以公式(7)修正隐藏层与输出层各节点间的权值系数,以公式(8)修正输入层与隐藏层各节点间的权值系数。

$$[0071] \quad E_{train} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^m \sum_{k=1}^p (\delta_k - o_k)^2 \quad (6)$$

[0072] 其中: E 为累积误差, δ_k 为单次训练样本经过神经网络的输出层的第 k 个输出, o_k 为单次训练样本的第 k 个期望结果, m 为训练集样本总数, p 为输出层输出总数;

$$[0073] \quad w_{ho}(t+1) = w_{ho}(t) + \alpha(\delta - o)\delta(1-\delta)x_h \quad (7)$$

[0074] 其中: $w_{ho}(t)$ 为第 t 次样本输入到神经网络时隐藏层与输出层之间的权值系数, δ 为单次训练样本经过神经网络的输出层的输出, o 为单次训练样本的期望结果, x_h 为隐藏层的输出, α 为学习速率;

$$[0075] \quad w_{ih}(t+1) = w_{ih}(t) + \alpha \sum_{j=1}^n ((\delta - o)\delta(1-\delta)w_{ih}(t))x_j \quad (8)$$

[0076] 其中: $w_{ih}(t)$ 为第 t 次样本输入到神经网络时输入层与隐藏层之间的权值系数, x_i 为输入层的输出, α 为学习速率;

[0077] (5)以步骤(3)和步骤(4)遍历所有心电信号训练样本的训练集,则取到 E_{train} 最小时的权值系数组,并以测试集神经网络进行测试,若测试的正确率高于阈值则训练完成;若否,增加心电信号训练样本,并重复步骤(3)~(5)。本实施方式中,学习速率 $\alpha=0.05$ 。

[0078] 判别模块用于将用户日常检测得到的单通道心电信号段所对应的特征序列代入上述判别模型中得到对应关于心电信号质量的输出结果。即根据神经网络各层的权值比重,还原心电信号质量评估判别模型的系统函数,通过系统函数对心电信号质量判别是否接受:首先,根据某一独立通道的心电信号段分别计算其QRS能量比值、峰度和基线能量比值;然后,将这三个特征值代入判别模型中得到对应关于连接位置状态的输出结果;最后,根据该输出结果判别出该独立通道的心电信号质量是否可接受。

[0079] 当判别心电信号质量可接受的情况下,处理器可对心电信号数据做进一步处理,处理方式包括心电信号分析诊断、心电信号数据存储以及心电信号数据远程传输。其中,心电信号数据远程传输是通过无线网(wifi或3G/4G)将心电数据上传到云端服务器,以便服

务器对个人心电信号数据的挖掘以及数据的转储。

[0080] 上述的对实施例的描述是为便于本技术领域的普通技术人员能理解和应用本发明。熟悉本领域技术的人员显然可以容易地对上述实施例做出各种修改,并把在此说明的一般原理应用到其他实施例中而不必经过创造性的劳动。因此,本发明不限于上述实施例,本领域技术人员根据本发明的揭示,对于本发明做出的改进和修改都应该在本发明的保护范围之内。

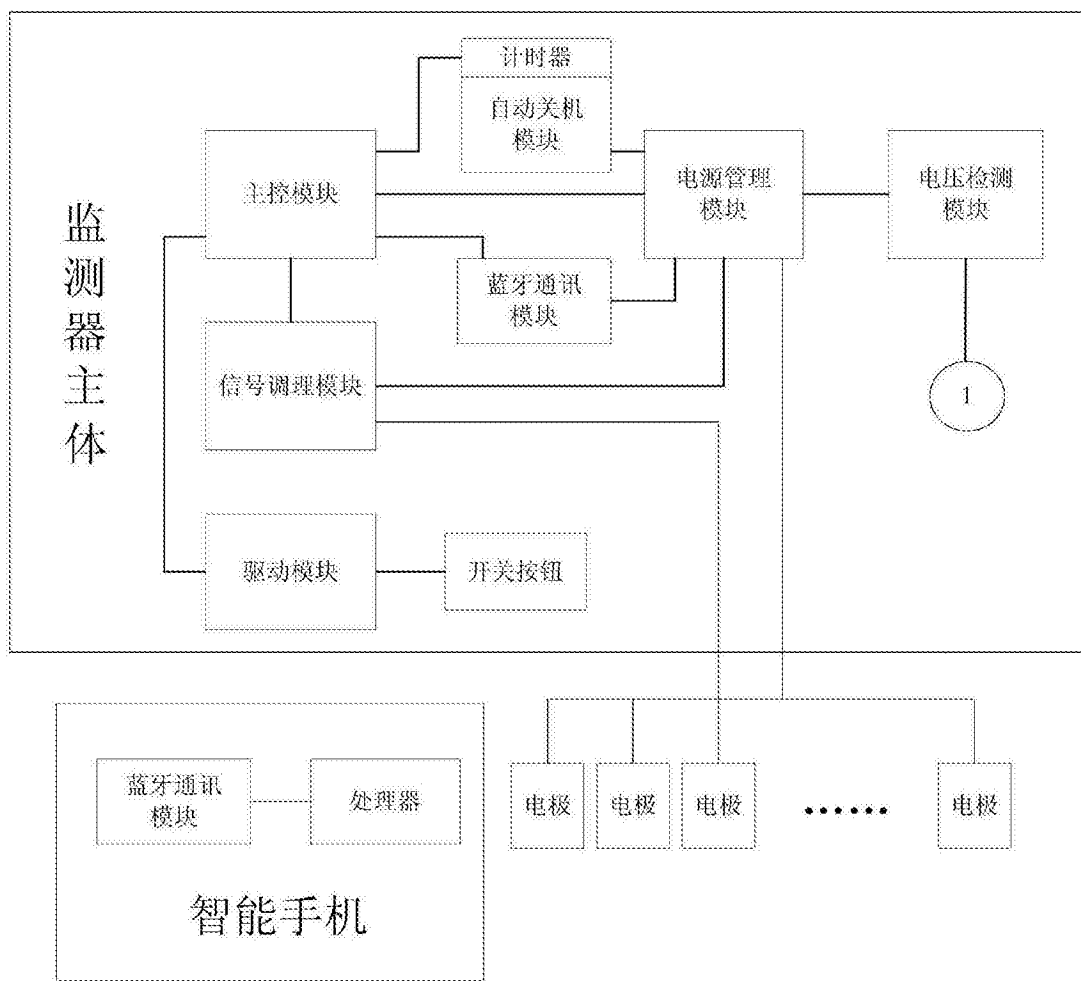


图1

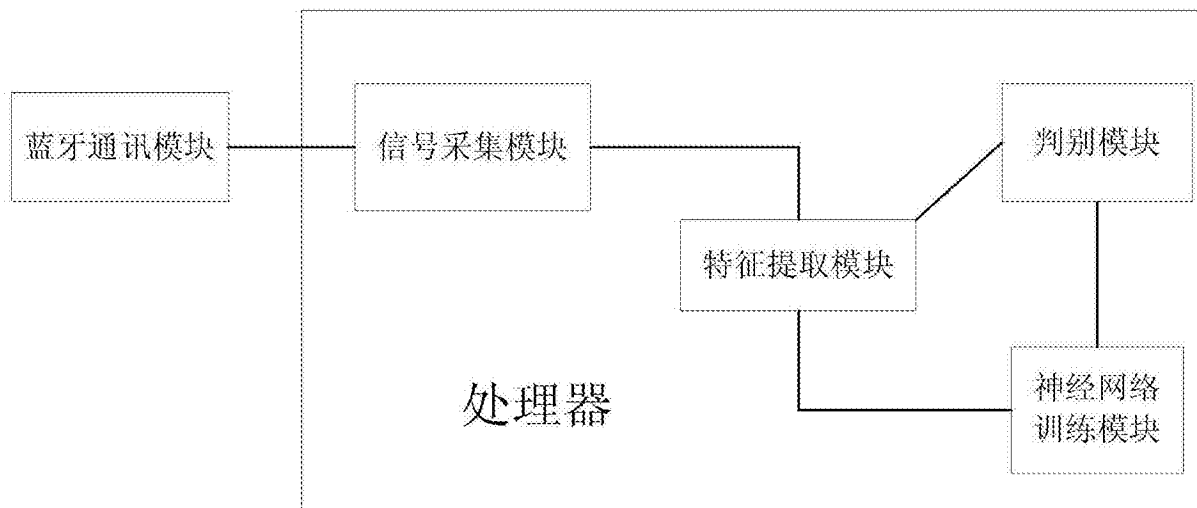


图2

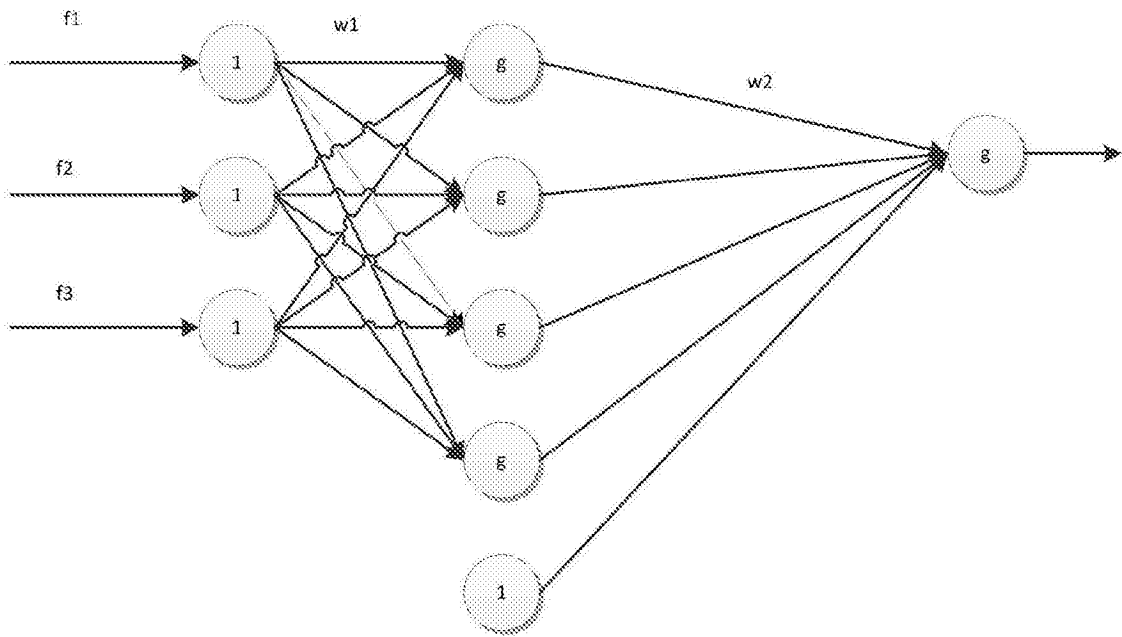


图3

专利名称(译)	一种具有心电信号质量判别功能的心电监测系统		
公开(公告)号	CN105726013A	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	CN201610056148.6	申请日	2016-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	浙江铭众科技有限公司 浙江铭众医疗器械有限公司 浙江铭众生物医用材料与器械研究院		
申请(专利权)人(译)	浙江铭众科技有限公司 浙江铭众医疗器械有限公司 浙江铭众生物医用材料与器械研究院		
当前申请(专利权)人(译)	浙江铭众科技有限公司 浙江铭众医疗器械有限公司 浙江铭众生物医用材料与器械研究院		
[标]发明人	姚剑 何挺挺 姚志邦 赵晓鹏		
发明人	姚剑 何挺挺 姚志邦 赵晓鹏		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/7221		
代理人(译)	胡红娟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种具有心电信号质量判别功能的心电监测系统，包括心电监测器和智能终端，心电监测器与智能终端通过无线通讯连接；智能终端内包含有处理器和蓝牙通讯模块，蓝牙通讯模块与处理器相连；处理器包括信号采集模块、特征提取模块、神经网络训练模块和判别模块。本发明心电监测系统通过功率谱密度求积分和峰态系数的技术手段在学习前将独立单通道的心电信号转化为QRS能量比值、信号峰度和基线能量比值三个特征值，进而根据特征值利用人工神经网络学习算法以梯度下降的优化方式将判别模型准确的建立，通过对系统模型的还原，实现了心电信号质量的判别方法，进而有效的对心电信号是否能用来进行诊断做出了甄别。

