



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110960211 A

(43)申请公布日 2020.04.07

(21)申请号 201911394134.5

(22)申请日 2019.12.30

(71)申请人 江南大学

地址 214000 江苏省无锡市滨湖区蠡湖大道1800号

(72)发明人 惠晶 王恬 虞致国 魏敬和
顾晓峰

(74)专利代理机构 哈尔滨市阳光惠远知识产权代理有限公司 23211

代理人 林娟

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

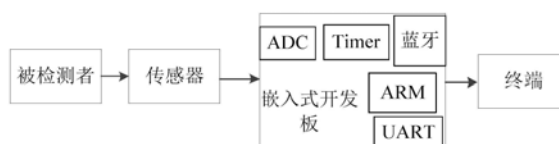
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种基于嵌入式的心电实时监测系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于嵌入式的心电实时监测系统。所述基于嵌入式的心电实时监测系统包括采集模块、主控模块、通信模块和电源模块；所述采集模块包括心电传感器和模数转换模块(ADC)，所述主控模块包括微处理器，所述通信模块包括蓝牙；所述心电传感器的输出端与ADC的输入端连接，所述ADC的输出端通过数据采集口与微处理器的输入端连接，所述微处理器与蓝牙模块连接；所述电源模块分别与采集模块、主控模块和通信模块连接。本发明通过单决策树的AdaBoost算法将特征提取后的心电信号进行分类，将机器学习算法和嵌入式系统技术相结合，使心电实时监测系统同时具有便携性好，体积小，能实时诊断的优点。



1. 一种基于嵌入式的心电实时监测系统,其特征在于,包括包括采集模块、主控模块、通信模块和电源模块;所述采集模块包括心电传感器和模数转换模块(ADC),所述主控模块包括微处理器,所述通信模块包括蓝牙;所述心电传感器的输出端与ADC的输入端连接,所述ADC的输出端通过数据采集口与微处理器的输入端连接,所述微处理器与蓝牙模块连接;所述电源模块分别与采集模块、主控模块和通信模块连接;

所述心电信号传感器用于采集心电信号,固定于被检测者,所述ADC用于对心电传感器采集到的模拟信号进行模数转换;所述ADC、微处理器与蓝牙集成于嵌入式开发板中,所述嵌入式开发板还包括定时器模块Timer、通用异步收发器(UART);所述定时器模块Timer每隔一段时间产生一个中断,ADC模块以此获取的心电数据进行计算;所述微处理器用于对模数转换后的心电信号进行特征提取和分类;所述蓝牙使用UART作为主机控制接口进行传输控制,所述蓝牙将经提取分类后的心电信号数据传送至终端。

2. 如权利要求1所述的一种基于嵌入式的心电实时监测系统,其特征在于,所述心电传感器的固定方式为耳夹固定或尼龙指带固定,用于采集位于耳垂或者手指部位的心电信号。

3. 如权利要求1或2所述的一种基于嵌入式的心电实时监测系统,其特征在于,所述心电信号传感器采用单端输入的工作方式。

4. 如权利要求1所述的一种基于嵌入式的心电实时监测系统,其特征在于,所述微处理器为ARM(Advanced RISC Machine)。

5. 一种应用权利要求1-4任一所述的基于嵌入式的心电实时监测系统监测心电信号的方法,其特征在于,所述监测心电信号的方法步骤包括:

S1:将心电信号传感器固定于检测者耳垂或手指,用于采集心电信号;

S2:ADC将采集的心电信号进行模数转换。ADC选择合适的分辨率,采用单端输入的工作方式,采用定时器Timer,每隔一段时间产生一个中断,以此获取的心电数据进行计算;

S3:采用离散小波变换(DWT)进行心电信号特征提取,在心电信号上通过做离散小波变换分离出心电信号的高频信号、中频信号和低频信号;

S4:采用分类算法将特征提取后的心电信号进行分类;所述分类算法将所得到的数据集分为训练集和测试集;所述训练集采用离线训练集,并在训练集上打上标签,得到更好的模型参数,所述测试集用于测试离线训练后的模型;

S5:将分类后的心电信号数据通过蓝牙将数据直接发送到终端显示出来。

6. 如权利要求5所述的一种基于嵌入式的心电实时监测系统监测心电信号的方法,其特征在于,所述离散小波变换采用二进小波变换,具体变换步骤为:

S301:取前500个采样点,保证预处理的心电信号的数据量;

S302:设置正阈值为极大值点幅值的平均值的四分之一,负阈值为极小值点幅值的平均值的四分之一;

S303:函数选择db4,尺度为4,利用1-4尺度上的小波系数选出QRS波(QRS wave complex)能量最大的某一尺度求出模极大值序列;

S304:在选取的尺度上设置初始阈值,在极大值点组成的序列和极小值点组成的序列中搜索极值对,保留正极大值大于正阈值,负极大值小于负阈值的模极大值对,同时将不符合要求的极值对从序列中删除;

S305:由最终的极值点组成的序列确定极值对的过零点位置,每一对的过零点就是R波的估计定位,将这些过零点纳入R波候选点序列中,并求出R波候选点序列中两两间隔的平均值RRmean;

S306:求出每个R波间隔,若在 $0.5 \times \text{RRmean}$ 的时间内出现第二个R波,那么去掉绝对值小的R波,并将该点从R波候选点序列中去除;

S307:当发现R波间隔超过 $1.5 \times \text{RRmean}$ 时,减小正阈值为平均值的1/5,返回步骤四设置第二个阈值检测R波;若还检测不到目标,则可能存在倒向R波,将波形沿x轴翻转重新检测。

7.如权利要求5所述的一种基于嵌入式的心电实时监测系统监测心电信号的方法,其特征在于,所述心电信号特征分算法采用AdaBoost算法,所述AdaBoost算法为单决策树的弱分类器的分类算法;所述AdaBoost算法通过训练不同的弱分类器,然后综合起来,形成最终的强分类器;训练弱分类器时,给予每条数据用于计算误差的不同权重,每个分类器,给予用于分类的不同权重;所述决策树为单次分类效果很差的弱分类器,并且根据决策属性不同,即便重复使用单决策树,也可以诞生出分类效果不同的分类器。具体算法步骤为:

S401:设置输入的特征提取后的心电训练样本数据集为 $\{(A_1, B_1), (A_2, B_2), \dots, (A_t, B_t)\}$, A_t 是数据集的属性向量, B_t 是标志向量, $B_t = \{-1, 1\}$, 其中, -1代表心电异常, 1代表心电正常。算法的循环次数为固定的数值n;

S402:初始样本的权重为 $D(A_i) = 1/t, i = 1, 2, \dots, t$;

S403:根据权重,抽样选取数据集W;

S404:确定弱分类器 H_t , ,用弱分类器对所有心电样本进行分类,分类错误的概率为 ε_t , 样本取各类值时的概率为 $(P(1), P(2), \dots, P(t))$;

S405:当 $\varepsilon_t > 0.5$ 时,重新初始化样本权值,并返回步骤四,否则

$$\alpha_t = \frac{1}{2} \ln\left(\frac{1-\varepsilon_t}{\varepsilon_t}\right)$$

S406:更新分布 D_t , Z_t 是一个标准化因子, D_{t+1} 是一个分布为:

$$D_{t+1}(A) = \frac{D_t(A)}{Z_t} \begin{cases} e^{-\alpha_t}, & \text{if } H_t(A) = B \\ e^{\alpha_t}, & \text{if } H_t(A) \neq B \end{cases}$$

S407:n轮训练结束后,输出最终的假设:

$$H(A) = \text{sign} \sum_{t=1}^T \alpha_t H_t(A)。$$

一种基于嵌入式的心电实时监测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于嵌入式的心电实时监测系统,属于医疗监控系统领域。

背景技术

[0002] 心脏疾病是当今发病率和死亡率最高的疾病之一。我国死亡人口约有40%是因为心脏疾病。同时,我国医疗面临许多问题,如城乡医疗条件差别巨大、城市的医疗条件明显优于农村及边远地区、人口老龄化结构日趋严重等。

[0003] 随着微处理器技术的飞速发展,各种健康监护系统应运而生,最典型的应用就是心电监护系统。现有的心电监护系统是用便携式终端采集人体心电信号数据,通过无线传输技术将接收到的用户数据上传至远程服务器,医护人员再对服务器中的数据进行识别,这需要大量的人力,造成了医疗资源的巨大浪费。此外,由于心脏疾病具有突发性和偶然性,当心脏失常时,如果没有及时的发现和治疗,可能会有很严重的后果,所以心电监护系统的实时性就显得尤为重要。

[0004] 机器学习算法能够将数据集通过函数的对应关系进行自诊断分类,如果将机器学习算法与嵌入式系统技术结合起来,不仅能满足心电监护系统便携的要求,还能实时地识别出心脏的健康状况,既能使医疗资源得到了节约,又使患者得到及时的治疗,极大的造福了心脏疾病患者。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种基于嵌入式的心电实时监测系统与心电信号监测方法,以解决目前便携式心电监护装置不能实时检测出心电是否正常的问题。

[0006] 为实现以上技术目的,本发明首先提供了一种基于嵌入式的心电实时监测系统,包括采集模块、主控模块、通信模块和电源模块;所述采集模块包括心电传感器和模数转换模块(ADC),所述主控模块包括微处理器,所述通信模块包括蓝牙;所述心电传感器的输出端与ADC的输入端连接,所述ADC的输出端通过数据采集口与微处理器的输入端连接,所述微处理器与蓝牙模块连接;所述电源模块分别与采集模块、主控模块和通信模块连接。

[0007] 所述心电信号传感器用于采集心电信号,固定于被检测者,所述ADC用于对心电传感器采集到的模拟信号进行模数转换,所述ADC模块中的心电信号提取功能电路包括滤波电路、放大电路,可根据现有技术中的奈奎斯特采样定理将ADC模块的采样率和分辨率设置到合适的频率;所述ADC、微处理器与蓝牙集成于嵌入式开发板中,所述嵌入式开发板还包括定时器模块(Timer)、通用异步收发器(UART);所述定时器模块Timer每隔一段时间产生一个中断,ADC以此获取的心电数据进行计算;所述微处理器用于对模数转换后的心电信号进行特征提取和分类;所述蓝牙使用UART作为主机控制接口进行传输控制;所述蓝牙将经提取分类后的心电信号数据传送至终端。

[0008] 在本发明的一种实施方式中,所述心电传感器的固定方式为耳夹固定或尼龙指带固定,用于采集位于耳垂或者手指部位的心电信号。

[0009] 在本发明的一种实施方式中,所述心电信号传感器采用单端输入的工作方式。

[0010] 在本发明的一种实施方式中,所述微处理器为ARM(Advanced RISC Machine)。

[0011] 本发明还提供了一种基于嵌入式的心电实时监测系统的监测心电信号的方法,所述方法包括以下步骤:

[0012] S1:将心电信号传感器固定于检测者的耳垂或手指,用于采集心电信号;

[0013] S2:ADC将采集的心电信号进行模数转换;ADC选择合适的分辨率,采用单端输入的工作方式,采用定时器Timer,每隔一段时间产生一个中断,以此获取心电数据用于计算;

[0014] S3:采用离散小波变换(DWT)进行心电信号特征提取,在心电信号上通过做离散小波变换分离出心电信号的高频信号、中频信号和低频信号;

[0015] S4:采用分类算法将特征提取后的心电信号进行分类;所述分类算法将所得到的数据集分为训练集和测试集;所述训练集采用离线训练集,并在训练集上打上标签,得到更好的模型参数,所述测试集用于测试离线训练后的模型;

[0016] S5:将分类后的心电信号数据通过蓝牙将数据直接发送到终端显示出来。

[0017] 在本发明的一种实施方式中,所述离散小波变换采用二进小波变换,具体变换步骤为:

[0018] S301:取前500个采样点,保证预处理的心电信号的数据量;

[0019] S302:设置正阈值为极大值点幅值的平均值的四分之一,负阈值为极小值点幅值的平均值的四分之一;

[0020] S303:函数选择db4,尺度为4,利用1-4尺度上的小波系数选出QRS波(QRS wave complex)能量最大的某一尺度求出模极大值序列;

[0021] S304:在选取的尺度上设置初始阈值,在极大值点组成的序列和极小值点组成的序列中搜索极值对,保留正极大值大于正阈值,负极大值小于负阈值的模极大值对,同时将不符合要求的极值对从序列中删除;

[0022] S305:由最终的极值点组成的序列确定极值对的过零点位置,每一对的过零点就是R波的估计定位,将这些过零点纳入R波候选点序列中,并求出R波候选点序列中两两间隔的平均值RRmean;

[0023] S306:求出每个R波间隔,若在 $0.5 \times \text{RRmean}$ 的时间内出现第二个R波,那么去掉绝对值小的R波,并将该点从R波候选点序列中去除;

[0024] S307:当发现R波间隔超过 $1.5 \times \text{RRmean}$ 时,减小正阈值为平均值的1/5,返回步骤四设置第二个阈值检测R波;若还检测不到目标,则可能存在倒向R波,将波形沿x轴翻转重新检测。

[0025] 在本发明的一种实施方式中,所述心电信号特征分算法采用AdaBoost算法,所述AdaBoost算法为单决策树的弱分类器的分类算法;所述AdaBoost算法通过训练不同的弱分类器,然后综合起来,形成最终的强分类器;训练弱分类器时,给予每条数据用于计算误差的不同权重,每个分类器,给予用于分类的不同权重;所述决策树为单次分类效果很差的弱分类器,并且根据决策属性不同,即便重复使用单决策树,也可以诞生出分类效果不同的分类器。具体算法步骤为:

[0026] S401:设置输入的特征提取后的心电训练样本数据集为 $\{(A_1, B_1), (A_2, B_2), \dots, (A_t, B_t)\}$, A_t 是数据集的属性向量, B_t 是标志向量, $B_t = \{-1, 1\}$, 其中, -1代表心电异常, 1代表

心电正常。算法的循环次数为固定的数值n；

[0027] S402:初始样本的权重为 $D(A_i) = 1/t, i=1, 2, \dots, t$;

[0028] S403:根据权重,抽样选取数据集W;

[0029] S404:确定弱分类器 H_t ,用弱分类器对所有心电样本进行分类,分类错误的概率为 ϵ_t ,样本取各类值时的概率为 $(P(1), P(2), \dots, P(t))$;

[0030] S405:当 $\epsilon_t > 0.5$ 时,重新初始化样本权值,并返回步骤四,否则

[0031] $\alpha_t = \frac{1}{2} \ln\left(\frac{1-\epsilon_t}{\epsilon_t}\right)$

[0032] S406:更新分布 D_t , Z_t 是一个标准化因子, D_{t+1} 是一个分布为:

[0033] $D_{t+1}(A) = \frac{D_t(A)}{Z_t} \begin{cases} e^{-\alpha_t}, & \text{if } H_t(A) = B \\ e^{\alpha_t}, & \text{if } H_t(A) \neq B \end{cases}$

[0034] S407:n轮训练结束后,输出最终的假设:

[0035] $H(A) = \text{sign} \sum_{t=1}^T \alpha_t H_t(A)$ 。

[0036] 与传统心电实时监护系统相比,本发明具有以下优点:

[0037] (1) 本发明采用二进小波变换对心电信号进行提取,二进小波可以从时间维度抽取样本,以提取心电波形的模极大值,极大减小了计算时间以及冗余度。

[0038] (2) 本发明应用了AdaBoost分类算法,使系统能够从样例中学习输入到输出的函数对应关系,从而借助算法进行自诊断分类。只需要提供相应的样本作为训练集,不需要相关医护人员进行判别,极大地释放了医疗资源,同时又提高了分类的实时性,使得心电信号的实时采集真正具有意义。

[0039] (3) 本发明综合应用了智能终端传输技术和嵌入式系统设计,不需要患者在固定的场合进行观察监测,增加了患者很大的活动自由,减小了患者的心理和生理的不适。

[0040] (4) 本发明的心电实时监测系统具有成本低,体积小,便携性好的优点。

附图说明

[0041] 图1是本发明基于嵌入式的心电实时监测系统的原理框图。

[0042] 图2是本发明整体结构框图。

[0043] 图3是本发明中分类系统图。

[0044] 图4是本发明中AdaBoost原理图。

[0045] 图5是本发明中心电监测算法流程图。

具体实施方式

[0046] 下面结合具体附图和实施例对本发明作进一步说明。

[0047] 实施例1:一种基于嵌入式的心电实时监测系统

[0048] 如图1、2所示,基于嵌入式的心电实时监测系统,包括采集模块1、主控模块2、通信模块3和电源模块4;所述采集模块1包括心电传感器和模数转换模块(ADC),所述主控模块2包括微处理器,所述通信模块3包括蓝牙;所述心电传感器的输出端与ADC的输入端连接,所述ADC的输出端通过数据采集口与微处理器的输入端连接,所述微处理器与蓝牙模块连接;所述电源模块4分别与采集模块1、主控模块2和通信模块3连接。

[0049] 所述心电信号传感器用于采集心电信号,固定于被检测者,固定方式为耳夹固定和尼龙指带固定,用于采集位于耳垂或者手指部位的心电信号,所述心电信号传感器采用单端输入的工作方式;所述ADC用于对心电传感器采集到的模拟信号进行模数转换,所述ADC模块中的心电信号提取功能电路包括滤波电路、放大电路,可根据奈奎斯特采样定理将ADC模块的采样率和分辨率设置到合适的频率,本实施例ADC采样率设置为500sps,采用SAR式ADC,分辨率设为10位。

[0050] 所述ADC、微处理器与蓝牙集成于嵌入式开发板中,所述嵌入式开发板还包括定时器模块Timer、通用异步收发器UART;所述定时器模块Timer每隔一段时间产生一个中断,ADC模块以此获取的心电数据进行计算,本实施例Timer每2ms中断一次;所述微处理器采用ARM微处理器,用于对模数转换后的心电信号进行特征提取和分类;所述蓝牙使用UART作为主机控制接口进行传输控制,所述蓝牙将经提取分类后的心电信号数据传送至终端。

[0051] 实施例2:应用基于嵌入式的心电实时监测系统监测心电信号的方法

[0052] 如图3-5所示,本实施例提供一种应用基于嵌入式的心电实时监测系统监测心电信号的方法,具体包括:

[0053] S1:将心电信号传感器固定于检测者耳垂或手指,用于采集心电信号;

[0054] S2:ADC将采集的心电信号进行模数转换。ADC选择合适的分辨率,采用单端输入的工作方式,采用定时器Timer,每隔一段时间产生一个中断,以此获取的心电数据进行计算;

[0055] S3:采用离散小波变换(DWT)进行心电信号特征提取,在心电信号上通过做离散小波变换分离出心电信号的高频信号、中频信号和低频信号;所述离散小波变换采用二进小波变换,具体变换步骤为:

[0056] S301:取前500个采样点,保证预处理的心电信号的数据量;

[0057] S302:设置正阈值为极大值点幅值的平均值的四分之一,负阈值为极小值点幅值的平均值的四分之一;

[0058] S303:函数选择db4,尺度为4,利用1-4尺度上的小波系数选出QRS波(QRS wave complex)能量最大的某一尺度求出模极大值序列;

[0059] S304:在选取的尺度上设置初始阈值,在极大值点组成的序列和极小值点组成的序列中搜索极值对,保留正极大值大于正阈值,负极大值小于负阈值的模极大值对,同时将不符合要求的极值对从序列中删除;

[0060] S305:由最终的极值点组成的序列确定极值对的过零点位置,每一对的过零点就是R波的估计定位,将这些过零点纳入R波候选点序列中,并求出R波候选点序列中两两间隔的平均值RRmean;

[0061] S306:求出每个R波间隔,若在 $0.5 \times RRmean$ 的时间内出现第二个R波,那么去掉绝对值小的R波,并将该点从R波候选点序列中去除;

[0062] S307:当发现R波间隔超过 $1.5 \times RRmean$ 时,减小正阈值为平均值的1/5,返回步骤四设置第二个阈值检测R波;若还检测不到目标,则可能存在倒向R波,将波形沿x轴翻转重新检测。

[0063] S4:采用分类算法将特征提取后的心电信号进行分类;所述分类算法将所得到的数据集分为训练集和测试集;所述训练集采用离线训练集,并在训练集上打上标签,得到更好的模型参数,所述测试集用于测试离线训练后的模型;所述心电信号特征分算法采用

AdaBoost算法,所述AdaBoost算法为单决策树的弱分类器的分类算法;所述AdaBoost算法通过训练不同的弱分类器,然后综合起来,形成最终的强分类器;训练弱分类器时,给予每条数据用于计算误差的不同权重,每个分类器,给予用于分类的不同权重;所述决策树为单次分类效果很差的弱分类器,并且根据决策属性不同,即便重复使用单决策树,也可以诞生出分类效果不同的分类器。具体算法步骤为:

[0064] S401:设置输入的特征提取后的心电训练样本数据集为 $\{(A_1, B_1), (A_2, B_2), \dots, (A_t, B_t)\}$, A_t 是数据集的属性向量, B_t 是标志向量, $B_t = \{-1, 1\}$, 其中, -1代表心电异常, 1代表心电正常。算法的循环次数为固定的数值n;

[0065] S402:初始样本的权重为 $D(A_i) = 1/t, i = 1, 2, \dots, t$;

[0066] S403:根据权重,抽样选取数据集W;

[0067] S404:确定弱分类器 H_t , 用弱分类器对所有心电样本进行分类,分类错误的概率为 ϵ_t ,样本取各类值时的概率为 $(P(1), P(2), \dots, P(t))$;

[0068] S405:当 $\epsilon_t > 0.5$ 时,重新初始化样本权值,并返回步骤四,否则

[0069]
$$\alpha_t = \frac{1}{2} \ln\left(\frac{1-\epsilon_t}{\epsilon_t}\right)$$

[0070] S406:更新分布 D_t , Z_t 是一个标准化因子, D_{t+1} 是一个分布为:

[0071]
$$D_{t+1}(A) = \frac{D_t(A)}{Z_t} \begin{cases} e^{-\alpha_t}, & \text{if } H_t(A) = B \\ e^{\alpha_t}, & \text{if } H_t(A) \neq B \end{cases}$$

[0072] S407:n轮训练结束后,输出最终的假设:

[0073]
$$H(A) = \text{sign} \sum_{t=1}^T \alpha_t H_t(A)。$$

[0074] S5:将分类后的心电信号数据通过蓝牙将数据直接发送到终端显示出来。

[0075] 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。

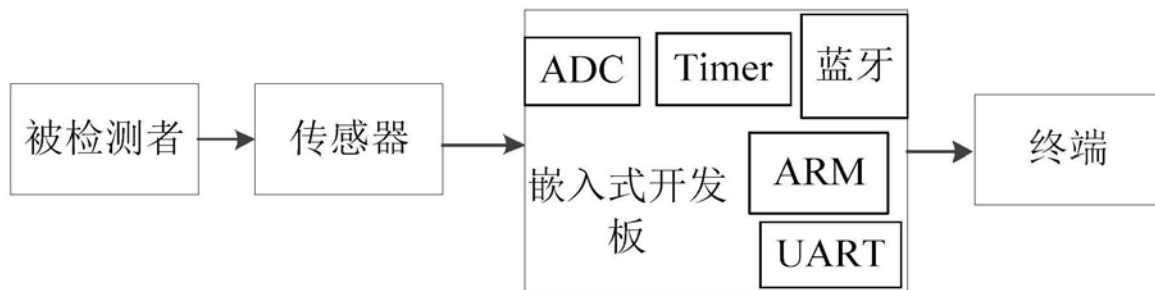


图1

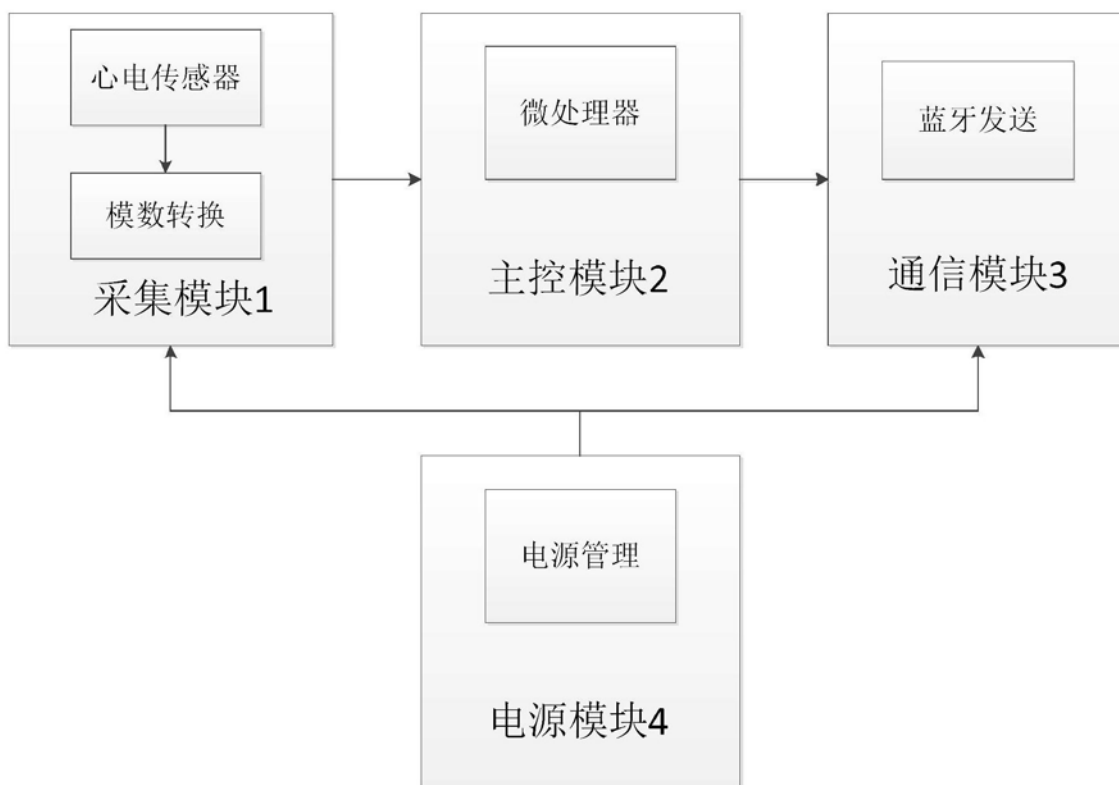


图2

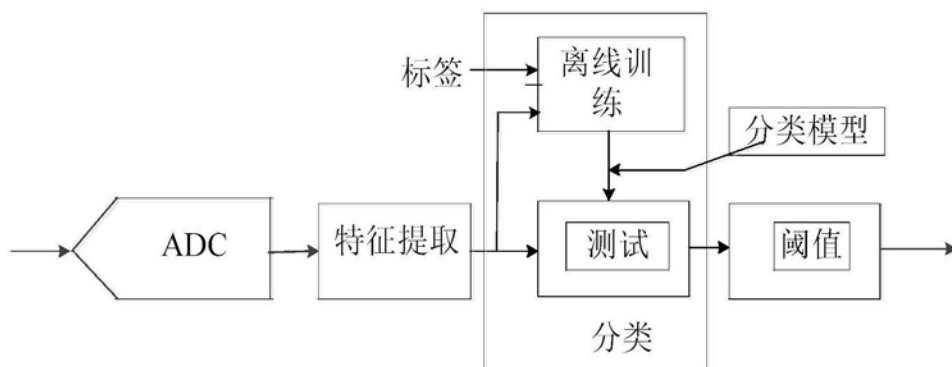


图3

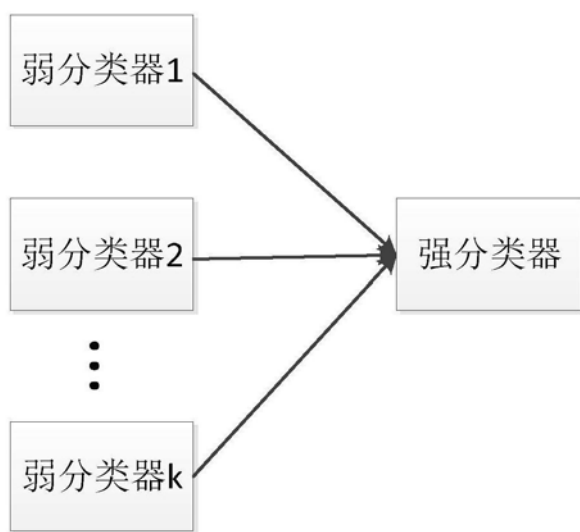


图4

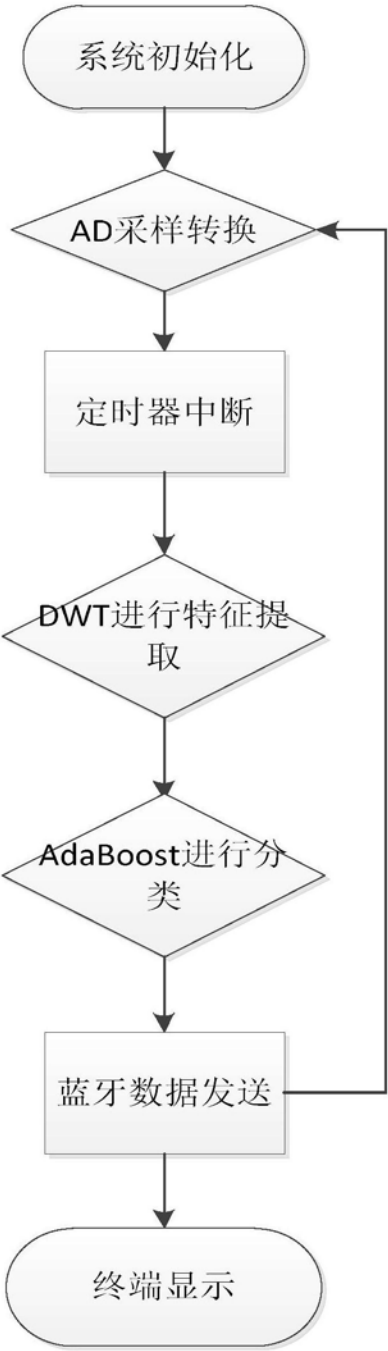


图5

专利名称(译)	一种基于嵌入式的心电实时监测系统		
公开(公告)号	CN110960211A	公开(公告)日	2020-04-07
申请号	CN201911394134.5	申请日	2019-12-30
[标]申请(专利权)人(译)	江南大学		
申请(专利权)人(译)	江南大学		
当前申请(专利权)人(译)	江南大学		
[标]发明人	惠晶 王恬 虞致国 魏敬和 顾晓峰		
发明人	惠晶 王恬 虞致国 魏敬和 顾晓峰		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/6816 A61B5/6826 A61B5/7264		
代理人(译)	林娟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于嵌入式的心电实时监测系统。所述基于嵌入式的心电实时监测系统包括采集模块、主控模块、通信模块和电源模块；所述采集模块包括心电传感器和模数转换模块(ADC)，所述主控模块包括微处理器，所述通信模块包括蓝牙；所述心电传感器的输出端与ADC的输入端连接，所述ADC的输出端通过数据采集口与微处理器的输入端连接，所述微处理器与蓝牙模块连接；所述电源模块分别与采集模块、主控模块和通信模块连接。本发明通过单决策树的AdaBoost算法将特征提取后的心电信号进行分类，将机器学习算法和嵌入式系统技术相结合，使心电实时监测系统同时具有便携性好，体积小，能实时诊断的优点。

