



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109770860 A

(43)申请公布日 2019.05.21

(21)申请号 201910245021.2

(22)申请日 2019.03.28

(71)申请人 广州视源电子科技股份有限公司
地址 510530 广东省广州市黄埔区云埔工
业园云埔四路6号

(72)发明人 胡静 赵巍

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 孟金喆

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

权利要求书1页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种心电信号处理装置和心电设备

(57)摘要

本发明实施例公开了一种心电信号处理装置和心电设备,其中心电信号处理装置包括:信号采集模块、数据预处理模块和数据处理模块,其中,信号采集模块的输入端用于与心电模块相连,信号采集模块用于输出心电信号的输出端与数据预处理模块的输入端相连,数据预处理模块用于输出单心拍信号的输出端与数据处理模块的输入端相连,数据处理模块用于识别单心拍信号中的右束支阻滞波形。本发明实施例可以基于心电信号中的单心拍信息进行右束支阻滞分析,提高了右束支阻滞波形的识别效率和准确率。



1. 一种心电信号处理装置,其特征在于,包括:信号采集模块、数据预处理模块和数据处理模块,其中,所述信号采集模块的输入端用于与心电模块相连,所述信号采集模块用于输出心电信号的输出端与所述数据预处理模块的输入端相连,所述数据预处理模块用于输出单心拍信号的输出端与所述数据处理模块的输入端相连,所述数据处理模块用于识别所述单心拍信号中的右束支阻滞波形。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,还包括显示模块,所述显示模块的输入端与所述数据处理模块的输出端相连,所述显示模块用于显示所述单心拍信号中的右束支阻滞波形的识别结果。

3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述数据预处理模块包括串联的模拟电路、模数转换器、低通数字滤波器和小波变换器,所述模拟电路的输入端为所述数据预处理模块的输入端,所述小波变换器的输出端为所述数据预处理模块的输出端。

4. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述数据预处理模块还包括存储器,所述存储器的输入端与所述模数转换器的输出端相连。

5. 根据权利要求1至4任一项所述的装置,其特征在于,所述数据处理模块为分类器。

6. 根据权利要求5所述的装置,其特征在于,所述分类器为根据右束支阻滞训练样本和非右束支阻滞训练样本进行神经网络训练得到。

7. 根据权利要求6所述的装置,其特征在于,所述右束支阻滞训练样本为将提取右束支阻滞特征的单心拍信号训练样本进行遗传算法特征选择得到。

8. 一种心电设备,其特征在于,包括心电模块和如权利要求1至7任一项所述的心电信号处理装置,所述心电模块与所述心电信号处理装置连接。

9. 根据权利要求8的所述心电设备,其特征在于,所述心电设备至少为单导联心电贴、多体征设备和监护仪设备之一。

一种心电信号处理装置和心电设备

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及医用电子技术领域,尤其涉及一种心电信号处理装置和心电设备。

背景技术

[0002] 右束支传导阻滞(Right Bundle Branch Block,RBBB)是一类心脏电传导系统阻滞疾病,乃因于心脏的右束支传导阻断,进而造成电信号无法经由此途径传入右心室,而必须由来自左心室的信号活化。可能导致RBBB的疾病包括:心房中隔缺损、布鲁格达氏症候群、右心室肥大、肺栓塞、缺血性心脏病、风湿热、心肌炎、心肌病变或高血压等等。

[0003] 为了应对这一问题,需要进行右束支传导阻滞的识别,而准确识别右束支传导阻滞能够辅助预防和治疗相关的心血管疾病。右束支传导阻滞的基本病理生理缺陷主要是由于从希氏束(HIS Bundle)到右束支传导的电脉冲不传导。在左束支传导正常的情况下,右心室去极化与左心室显着不一致。这种心室去极化不匹配给出了心电图(Electrocardiogram,ECG)变化。目前,基于心电信号的变化可以实现右束支传导阻滞的识别,但是识别的准确率和稳定性不能满足实际需求。因此,如何为右束支传导阻滞的准确识别提供更好的技术辅助仍然有待解决。

发明内容

[0004] 本发明实施例提供了一种心电信号处理装置,可以提高右束支阻滞波形的识别效率和准确率。

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种心电信号处理装置,其特征在于,包括:信号采集模块、数据预处理模块和数据处理模块,其中,所述信号采集模块的输入端用于与心电模块相连,所述信号采集模块用于输出心电信号的输出端与所述数据预处理模块的输入端相连,所述数据预处理模块用于输出单心拍信号的输出端与所述数据处理模块的输入端相连,所述数据处理模块用于识别所述单心拍信号中的右束支阻滞波形。

[0006] 进一步的,还包括显示模块,所述显示模块的输入端与所述数据处理模块的输出端相连,所述显示模块用于显示所述单心拍信号中的右束支阻滞波形的识别结果。

[0007] 进一步的,所述数据预处理模块包括串联的模拟电路、模数转换器、低通数字滤波器和小波变换器,所述模拟电路的输入端为所述数据预处理模块的输入端,所述小波变换器的输出端为所述数据预处理模块的输出端。

[0008] 进一步的,所述数据预处理模块还包括存储器,所述存储器的输入端与所述模数转换器的输出端相连。

[0009] 进一步的,所述数据处理模块为分类器。

[0010] 进一步的,所述分类器为根据右束支阻滞训练样本和非右束支阻滞训练样本进行神经网络训练得到。

[0011] 进一步的,所述右束支阻滞训练样本为将提取右束支阻滞特征的单心拍信号训练

样本进行遗传算法特征选择得到。

[0012] 第二方面,本发明实施例还提供了一种心电设备,该心电设备包括心电模块和如上所述的心电信号处理装置,所述心电模块与所述心电信号处理装置连接。

[0013] 进一步的,所述心电设备至少为单导联心电贴、多体征设备和监护仪设备之一。

[0014] 本发明实施例的技术方案,通过信号采集模块采集心电模块检测的心电信号,并通过数据预处理模块处理所述心电信号得到单心拍信号,数据处理模块基于单心拍信号识别其中的右束支阻滞波形。本发明实施例可以基于心电信号中的单心拍信息进行右束支阻滞分析,提高了右束支阻滞波形的识别效率和准确率。

附图说明

[0015] 图1为本发明实施例一提供的心电信号处理装置的结构示意图;

[0016] 图2为本发明实施例一提供的心电信号传导图;

[0017] 图3为本发明实施例一提供的右束支传导阻滞的心电图;

[0018] 图4为本发明实施例一提供的包含右束支传导阻滞的心电信号;

[0019] 图5为本发明实施例一提供的单心拍信号的示意图;

[0020] 图6为本发明实施例一提供的遗传算法的流程图;

[0021] 图7为本发明实施例二提供的心电设备的结构示意图。

具体实施方式

[0022] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的详细说明。可以理解的是,此处所描述的具体实施例仅仅用于解释本发明,而非对本发明的限定。另外还需要说明的是,为了便于描述,附图中仅示出了与本发明相关的部分而非全部结构。

[0023] 实施例一

[0024] 图1为本发明实施例一提供的心电信号处理装置的结构示意图。如图1所示,该装置包括:信号采集模块110、数据预处理模块120和数据处理模块130,其中,信号采集模块110的输入端用于与心电模块相连,信号采集模块110用于输出心电信号的输出端与数据预处理模块120的输入端相连,数据预处理模块120用于输出单心拍信号的输出端与数据处理模块130的输入端相连,数据处理模块130用于识别单心拍信号中的右束支阻滞波形。

[0025] 其中,心电模块可以为包括目标对象心电信号的模块,目标对象可以为任意可以产生心电信号的生物,如人、动物等。信号采集模块110包括用于采集心电信号的心电图机,例如模拟式心电图机和数字式智能化心电图机等。心电图机可以包括心电导联和传感器等。

[0026] 图2为本发明实施例一提供的心电信号传导图,心电信号的传导过程依次可以为:房室结11 (Atrio-Ventricular node, AV Node)、希氏束15 (His Bundle)、左束支12 (Left Bundle Branch, LBB) 或者右束支16 (Right Bundle Branch, RBB),左束支12之后可以为左前分支13 (Left Anterior Fascicle, LAF) 和左后分支14 (Left Posterior Fascicle, LPF),最后为浦金氏纤维17 (Purkinje fibers)。右束支传导阻滞的基本病理生理缺陷主要是由于从希氏束 (His Bundle) 到右束支传导的电脉冲不传导。在左束支传导正常的情况下,右心室去极化与左心室显着不一致,这种心室去极化不匹配给出了心电图 (ECG) 变化。

[0027] 进一步的,来自左心室的电信号必须经过心肌传入,而此途径的传递速度较原先的希氏束-浦金氏纤维路径要慢,因此在心电图上,QRS复合波会较宽。具体如下:(1)室上性心律。心室节律必须来自心室之上(即窦房结、心房或房室结);(2)QRS复合波时间长度。QRS复合波时间需长于100毫秒(非完全阻断)或120毫秒(完全阻断);(3)导极有末期R波(如:R、rR'、rsR'、rSR'或qR等波形)和RSR'模式('M形'QRS波群)。参见图3,图3为本发明实施例一提供的右束支传导阻滞的心电图,图中S波宽且模糊,为右束支传导阻滞在心电图上的典型表现。

[0028] 信号采集模块110的输出端与数据预处理模块120的输入端相连,信号采集模块110的输出端将采集到的心电信号输出给数据预处理模块120。

[0029] 可选地,数据预处理模块120可以包括串联的模拟电路、模数转换器、低通数字滤波器和小波变换器,模拟电路的输入端为数据预处理模块120的输入端,小波变换器的输出端为数据预处理模块120的输出端。

[0030] 可选地,数据预处理模块120还包括存储器,存储器的输入端与模数转换器的输出端相连。

[0031] 通过模拟电路对心电信号可以进行阻抗匹配、过滤、放大等处理,接着由模数转换器把人体生理参数的模拟信号转化为数字信号,由存储器存储。由于信号采集模块110采集的心电信号包含各种噪声,波形粗糙并且不光滑,导致心电信号中QRS波群中蕴含的有用信息难以提取。通过数据预处理模块120中设置的数字滤波器,可以采用低通数字滤波器(例如巴特沃斯滤波器)进行低通滤波,滤除高频噪声(300Hz以上),得到滤波后的心电信号。参见图4,图4为本发明实施例一提供的包含右束支传导阻滞的心电信号。

[0032] 进一步的,通过数据预处理模块120中的小波变换器,采用小波变换技术可以提取心电信号(例如图4中的心电信号)中的P波、QRS波群和T波的波形信息,即一个完整的心拍,也称为单心拍信号。参见图5,图5为本发明实施例一提供的单心拍信号的示意图,图中的横坐标为时间,单位为秒(S),纵坐标为电压,单位为伏(V),图中单心拍信号包括P波、QRS波群、T波和U波,其中U波不是必须包括的。

[0033] 可选地,数据处理模块130为分类器。可选地,分类器为根据右束支阻滞训练样本和非右束支阻滞训练样本进行神经网络训练得到。进一步的,右束支阻滞训练样本为将提取右束支阻滞特征的单心拍信号训练样本进行遗传算法特征选择得到。单心拍信号训练样本为包含有右束支阻滞特征的单心拍信号。具体的,先对单心拍信号训练样本提取右束支阻滞特征,再对提取到的右束支阻滞特征通过遗传算法进行特征选择得到右束支阻滞训练样本。

[0034] 非右束支阻滞训练样本为对不包含右束支阻滞特征的单心拍信号进行特征提取得到,右束支阻滞训练样本和非右束支阻滞训练样本的数量本实施例中不作限定,可以根据实际情况进行设定。右束支阻滞特征可以包括右束支阻滞特征组合特征,其中右束支阻滞特征组合特征可以包括由至少两个右束支阻滞特征单项特征组合后得到的组合特征。右束支阻滞特征单项特征可以包括但不仅限于P波的香农熵、Q波的香农熵、R波的香农熵、S波的香农熵、T波的香农熵、单心拍信号的香农熵、QT间期的校正值、特征序列的中位数、特征序列的标准差和特征序列的均值等,特征序列包括QT间期的校正值、QRS波群、RS段和ST段。

[0035] 数据处理模块130可以对输入端接收的单心拍信号提取右束支阻滞特征,再对提

取的右束支阻滞特征通过遗传算法进行特征选择,得到单心拍信号的降维之后的右束支阻滞特征,将单心拍信号的降维之后的右束支阻滞特征输入分类器中,识别出其中的右束支阻滞波形。由此,数据处理模块130可以用于执行下述操作中的至少一种:计算P波的香农熵;计算Q波的香农熵;计算R波的香农熵;计算S波的香农熵;计算T波的香农熵;计算单心拍信号的香农熵;计算QT间期的校正值;计算特征序列的中位数;计算特征序列的标准差;计算特征序列的均值;计算右束支阻滞特征组合特征。

[0036] 具体的,可以采用X_P、X_Q、X_R、X_S和X_T表示P波、Q波、R波、S波和T波的序列,ecg

表示单心拍信号的序列。针对一个10s切片,通过能量公式 $P(\omega) = \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{\infty} \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} |A_T(\omega)|^2 d\omega$

分别计算P波、Q波、R波、S波和T波的能量P1-P5,其中 $\omega = 2\pi f$ 。此时能量P1-P5就代表P波、Q波、R波、S波和T波的波信号。通过香农熵公式 $SE = -\sum_i P_i^2 \log(P_i^2)$ 计算得到P波、Q波、R波、S

波、T波和单心拍信号的香农熵分别为: $SE_P = -\sum_i P(X_P)_i^2 \log(P(X_P)_i^2)$ 、

[0037]

$SE_Q = -\sum_i P(X_Q)_i^2 \log(P(X_Q)_i^2)$ 、 $SE_R = -\sum_i P(X_R)_i^2 \log(P(X_R)_i^2)$ 、

[0038]

$SE_S = -\sum_i P(X_S)_i^2 \log(P(X_S)_i^2)$ 、 $SE_T = -\sum_i P(X_T)_i^2 \log(P(X_T)_i^2)$ 和

[0039] $SE_ecg = -\sum_i P(ecg)_i^2 \log(P(ecg)_i^2)$ 。

[0040] 本实施例中可以采用三种方式对QT间期进行校正,得到三种校正后的QT间期QTcB、QTcF和QTlc,通过如下公式计算:QTcB=X_QT/sqrtRR、QTcF=X_QT/cubrtRR和QTlc=QT+0.154*(1-RR),其中X_QT=X_T-X_Q, $sqrtRR = \sqrt{RR}$, $cubrtRR = \sqrt[3]{RR}$ 。计算特征序列的中位数、标准差和均值,特征序列包括QT间期的校正值(上述三种)、QRS波群、RS段和ST段,分别标记为QT1、QT2、QT3、QT4、QT5和QT6,通过如下公式计算:QT1=median(QTcB)、QT2=std(QTcB)/mean(QTcB)、QT3=median(QTcF)、QT4=std(QTcF)/mean(QTcF)、QT5=median(QTlc)和QT6=std(QTlc)/mean(QTlc)。其中median、std和mean分别为计算序列中位数、标准差和均值的算子。

[0041] 由于上述提取的右束支阻滞特征为多维(例如18维),特征的维度较大且含有线性相关的输入项,因此本实施例中可以通过遗传算法进行特征选择实现特征降维,采用图6所示的遗传算法选取最合适的右束支阻滞特征。

[0042] 图6为本发明实施例一提供的遗传算法的流程图。具体的,通过遗传算法进行特征选择和降维的过程可以为:S201、开始。S202、读取提取的心电信号特征。本步骤中的心电信号特征即为上述多维度的右束支阻滞特征。S203、提取剩余信号。S204、判断是否满足停止准则。若是,则执行S212,若否,则执行S205。S205、生成新的种群(初始化在字典参数组范围内随机生成)。S206、计算个体适应度(与剩余信号的内积)。S207、保存最优个性(最大内积值)以及其他内积值,总数为N。S207之后,可以并行执行S2081-S2083、S2084和S2085-

S2086。S2081、除最优个体外,所有个体两个一组,竞争。S2082、最优个体与优胜者杂交。S2083、杂交形成的个体进入下一代。S2084、最优个体进入下一代。S2085、由最优个体产生(N-1)/2个变异体。S2086、(N-1)/2变异进入下一代。S209、判断是否满足进化代数。若是,则执行S210,若否,则返回执行S207。S210、取得重构原子。S211、更新剩余信号。S211之后,返回执行S203。S212、结束。

[0043] 进一步的,神经网络可以选择参数自适应调节的回归模型,该回归模型可以选用一个隐含层,单隐层前馈网络能够处理大部分非线性问题,只有在隐含层节点数过多,但仍无法满足收敛精度要求时,采用双隐含层,后者能处理所有非线性问题,但网络训练速度有所下降,收敛时间长,故选用一个隐含层。该回归模型可以采用试凑法进行隐节点数确定,用同一样本集来训练,先将隐节点数目设置在 $inum/2+1$ 附近,逐渐增加隐节点数至 $2*inum+1$,并继续增加直至不收敛,通过分析误差性能曲线来确定最合适的隐节点数,其中 $inum$ 是输入层节点数目及输入的特征维数。并且,该回归模型的输入层节点数为特征样本的维数,即有几个特征就有几个输入节点。该回归模型的输出层只有一个节点,就是是否包括右束支阻滞波形。根据右束支阻滞训练样本和非右束支阻滞训练样本对回归模型进行训练,训练好的回归模型为本实施例中可以对单心拍信号进行识别的分类器。

[0044] 可选地,该心电信号处理装置还可以包括显示模块,显示模块的输入端与数据处理模块130的输出端相连,显示模块用于显示单心拍信号中的右束支阻滞波形的识别结果。其中,右束支阻滞波形的识别结果包括该单心拍信号包括右束支阻滞波形和该单心拍信号不包括右束支阻滞波形两种。

[0045] 本实施例的技术方案,通过信号采集模块采集心电模块检测的心电信号,并通过数据预处理模块处理心电信号得到单心拍信号,数据处理模块基于单心拍信号识别其中的右束支阻滞波形。本实施例可以基于心电信号中的单心拍信息进行右束支阻滞分析,提高了右束支阻滞波形的识别效率和准确率,更符合实际应用的需求,。

[0046] 实施例二

[0047] 图7为本发明实施例二提供的心电设备的结构示意图。图7示出了适于用来实现本发明实施方式的示例性心电设备的框图。图7显示的心电设备仅仅是一个示例,不应对本发明实施例的功能和使用范围带来任何限制。

[0048] 如图7所示,该心电设备可以包括心电模块310和如上述实施例中的心电信号处理装置320,心电模块310与心电信号处理装置320连接。

[0049] 进一步的,该心电设备至少为单导联心电贴、多体征设备和监护仪设备等设备之一。

[0050] 通过上述实施例中心电信号处理装置320得到的右束支阻滞波形的识别结果,可以在该心电设备上显示出来,作为个人或者医生检测和诊断的基础,为准确诊断提供帮助。

[0051] 注意,上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解,本发明不限于这里所述的特定实施例,对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此,虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明,但是本发明不仅仅限于以上实施例,在不脱离本发明构思的情况下,还可以包括更多其他等效实施例,而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

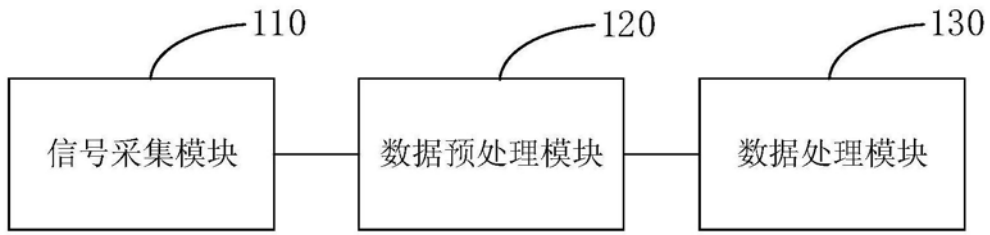


图1

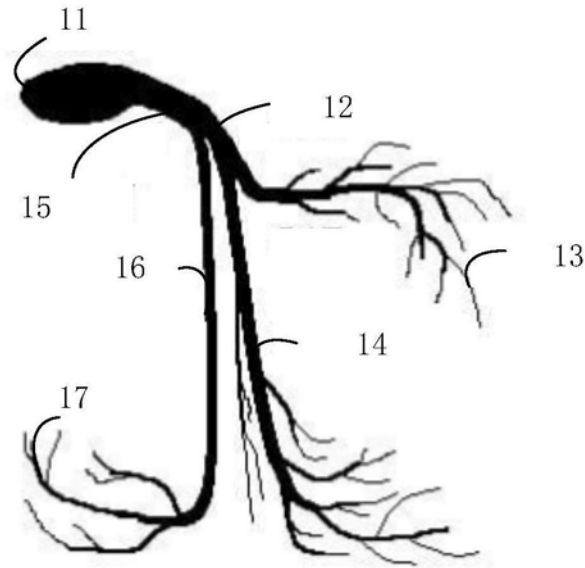


图2

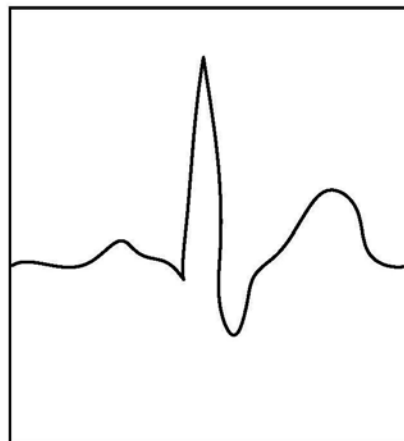


图3

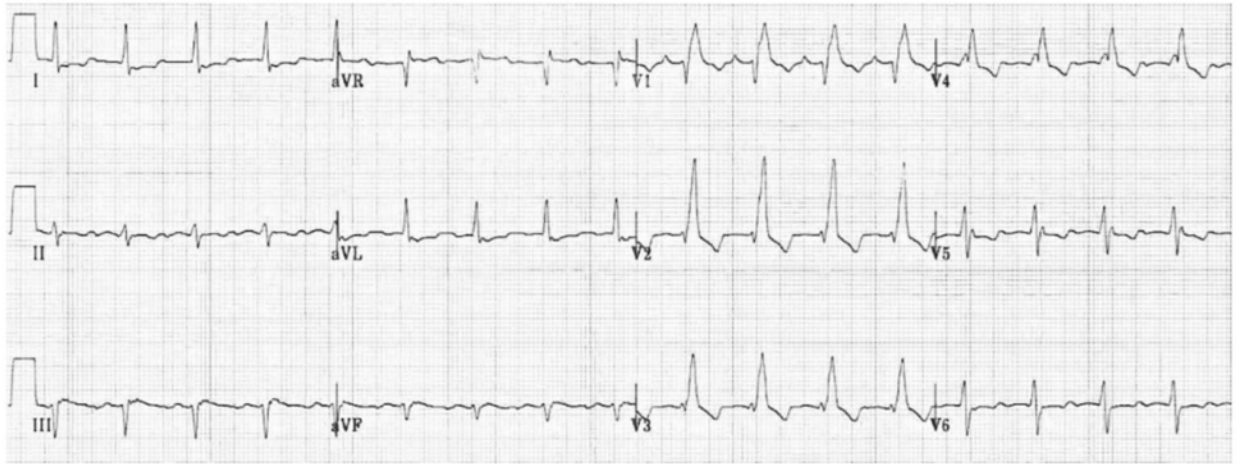


图4

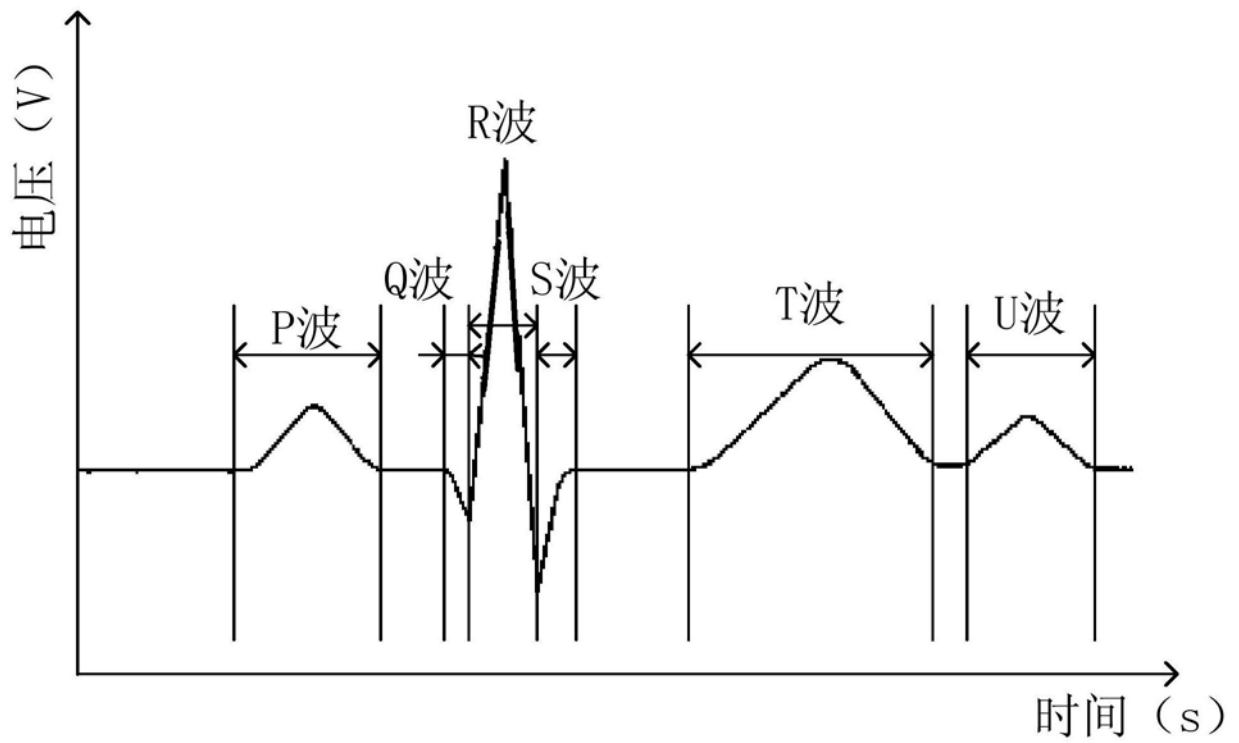


图5

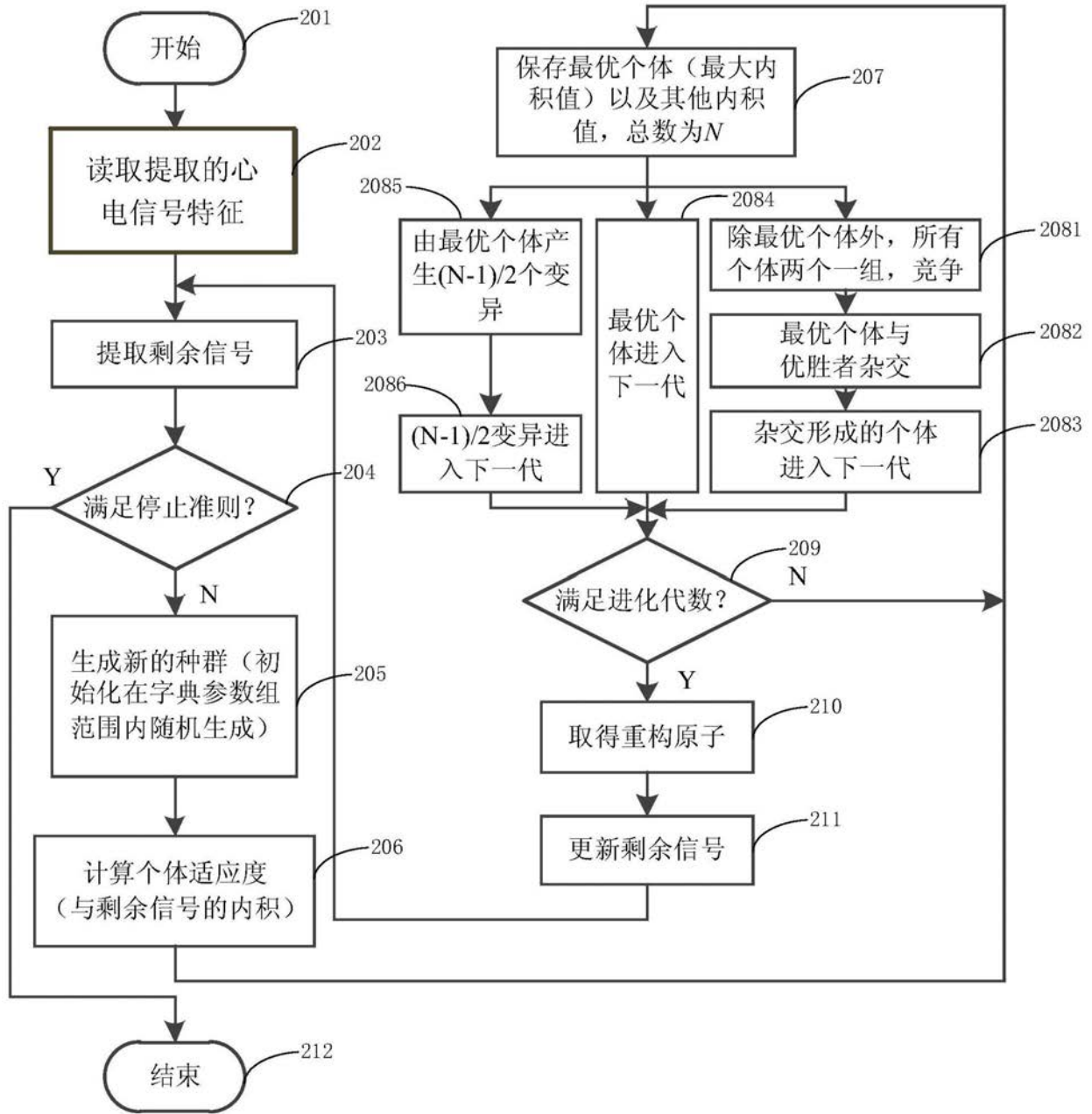


图6

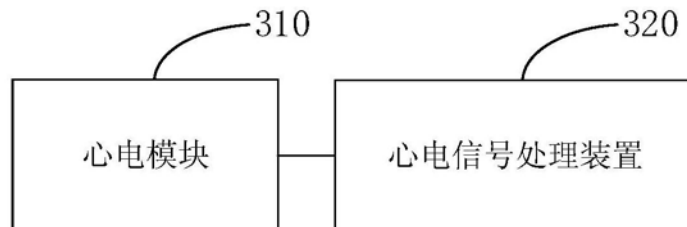


图7

专利名称(译)	一种心电信号处理装置和心电设备		
公开(公告)号	CN109770860A	公开(公告)日	2019-05-21
申请号	CN201910245021.2	申请日	2019-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
[标]发明人	胡静 赵巍		
发明人	胡静 赵巍		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0452		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例公开了一种心电信号处理装置和心电设备，其中心电信号处理装置包括：信号采集模块、数据预处理模块和数据处理模块，其中，信号采集模块的输入端用于与心电模块相连，信号采集模块用于输出心电信号的输出端与数据预处理模块的输入端相连，数据预处理模块用于输出单心拍信号的输出端与数据处理模块的输入端相连，数据处理模块用于识别单心拍信号中的右束支阻滞波形。本发明实施例可以基于心电信号中的单心拍信息进行右束支阻滞分析，提高了右束支阻滞波形的识别效率和准确率。

