



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110367968 A

(43)申请公布日 2019. 10. 25

(21)申请号 201910754379.8

(22)申请日 2019.08.15

(71)申请人 广州视源电子科技股份有限公司
地址 510663 广东省广州市科学城科珠路
192号

(72)发明人 胡静

(74)专利代理机构 厦门智慧呈睿知识产权代理
事务所(普通合伙) 35222
代理人 郭福利

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书12页 附图3页

(54)发明名称

一种右束支阻滞检测方法、装置、设备及存储介质

(57)摘要

本发明公开了一种右束支阻滞检测方法、装置、设备和计算机存储介质,包括:采集目标对象的第一心电信号,并对第一心电信号进行信号预处理,以获得消除噪声干扰的第二心电信号;从第二心电信号中提取出QRS复合波;根据QRS复合波,提取出至少一个预定的特征;其中,特征是针对右束支阻滞的心电信号波形特点所选择的特征;特征至少包括以下其中之一:QRS复合波持续时间、R波的偏度值以及根据小波分解系数生成的综合阈值Z;将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别。本发明基于右束支阻滞的心电信号波形特点进行特征分析,提高了右束支阻滞波形的识别效率和准确性。



1. 一种右束支阻滞检测方法,其特征在于,包括:

采集目标对象的第一心电信号,并对所述第一心电信号进行信号预处理,以获得消除噪声干扰的第二心电信号;

从所述第二心电信号中提取出QRS复合波;

根据所述QRS复合波,提取出至少一个预定的特征;其中,所述特征是针对右束支阻滞的心电信号波形特点所选择的特征;所述特征至少包括以下其中之一:QRS复合波持续时间、R波的偏度值以及根据小波分解系数生成的综合阈值Z;

将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别。

2. 根据权利要求1所述的右束支阻滞检测方法,其特征在于,提取所述第二心电信号中QRS复合波,具体为:

对所述第二心电信号进行离散小波分解,以获得预定数量的小波分解系数;

获取包含较大信息和较大能量的小波分解系数;

根据获取的包含较大信息和较大能量的小波分解系数进行QRS复合波检测,以提取出QRS复合波;其中,所述QRS复合波包括Q波、R波和S波。

3. 根据权利要求2所述的右束支阻滞检测方法,其特征在于,所述根据所述QRS复合波,提取出至少一个预定的特征具体为:

根据小波分解系数,获得综合阈值Z;

根据Q波与S波的序列差以及采样频率,获得QRS复合波持续时间;

根据R波的序列长度、样本观测向量x的核密度估计、核密度估计值向量以及偏度和峰度的算子,以获取R波的偏度值。

4. 根据权利要求3所述的右束支阻滞检测方法,其特征在于,所述小波分解层数为7,对应的小波分解系数为D1、D2、D3、D4、D5、D6、D7以及A7;

则所述根据小波分解系数,获得综合阈值Z,具体为:

根据小波分解系数D3、D4、D5以及D6之和,获得阈值系数X;

根据小波分解系数D2、D6、A7以及D3之积,获得阈值系数Y;

根据所述阈值系数X和所述阈值系数Y的乘积的正值,获得综合阈值Z;其中, $Z = |X \times Y|$; $X = D3 + D4 + D5 + D6$; $Y = \frac{D3 \times (D2 + D6 + A7)}{2^N}$ 。

5. 根据权利要求1所述的右束支阻滞检测方法,其特征在于,在将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别之前,还包括:

建立与每个特征对应的第一分类模型;

建立与所有特征对应的第二分类模型;

则所述将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别具体为:

将提取的特征分别输入至与其对应的第一分类模型,以获得与每个特征对应的第一识别类型;

将提取的所有特征一并输入第二分类模型中,以进行右束支阻滞识别,获得第二识别类型;

根据所述第一识别类型以及第二识别类型,获得根据识别类型数量较多的作为右束支阻滞识别结果。

6. 根据权利要求5所述的右束支阻滞检测方法,其特征在于,

所述建立针对所有特征的第二分类模型具体为:

初始化第二分类模型;其中,所述第二分类模型为逻辑回归分类模型;

读取至少一对训练的心电信号样本对,其中,所述心电信号样本对包括心电信号以及与所述心电信号对应的右束支阻滞标识;所述右束支阻滞标识用于标识与其对应的心电信号是否存在右束支阻滞;

对所述心电信号样本对的心电信号进行特征提取,以获取至少一个预定的特征,并根据所述至少一个预定的特征以及对应的右束支阻滞标识形成训练样本对;

将所述至少一个预定的特征作为第二分类模型的输入,将所述对应的右束支阻滞标识作为分类模型的输出对所述分类模型进行训练,以获得训练好的第二分类模型。

7. 根据权利要求5所述的右束支阻滞检测方法,其特征在于,所述第一分类模型包括输入处理层、比较层以及输出层,所述输入处理层能够根据当前采样点输入的特征值以及历史的特征值获得当前采样点的输入值,所述比较层能够将当前采样点的输入值与当前采样点的阈值进行比较以生成比较结果,同时所述比较层根据当前采样点的阈值以及上一个采样点阈值生成下一采样点的阈值;所述输出层能够根据比较结果生成右束支阻滞标识。

8. 一种右束支阻滞检测装置,其特征在于,包括:

第一心电信号采集单元,用于采集目标对象的第一心电信号,并对所述第一心电信号进行信号预处理,以获得消除噪声干扰的第二心电信号;

QRS复合波提取单元,用于从所述第二心电信号中提取出QRS复合波;

特征提取单元,用于根据所述QRS复合波,提取出至少一个预定的特征;其中,所述特征是针对右束支阻滞的心电信号波形特点所选择的特征;所述特征至少包括以下其中之一:QRS复合波持续时间、R波的偏度值以及根据小波分解系数生成的综合阈值Z;

右束支阻滞识别单元,用于将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别。

9. 一种右束支阻滞检测设备,其特征在于,包括处理器、存储器以及存储在所述存储器内的计算机程序,所述计算机程序能够被所述处理器执行以实现如权利要求1至7任意一项所述的右束支阻滞检测方法。

10. 一种计算机可读存储介质,其特征在于,所述计算机可读存储介质包括存储的计算机程序,其中,在所述计算机程序运行时控制所述计算机可读存储介质所在设备执行如权利要求1至7任意一项所述的右束支阻滞检测方法。

一种右束支阻滞检测方法、装置、设备及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及计算机技术领域,尤其涉及一种右束支阻滞检测方法、装置、设备及存储介质。

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。

发明内容

[0004] 针对上述问题,本发明的目的在于提供一种右束支阻滞检测方法、装置、设备及存储介质,本发明基于右束支阻滞的心电信号波形特点进行特征分析,提高了右束支阻滞波形的识别效率和准确性。

[0005] 本发明实施例提供了一种右束支阻滞检测方法,包括:

[0006] 采集目标对象的第一心电信号,并对所述第一心电信号进行信号预处理,以获得消除噪声干扰的第二心电信号;

[0007] 从所述第二心电信号中提取出QRS复合波;

[0008] 根据所述QRS复合波,提取出至少一个预定的特征;其中,所述特征是针对右束支阻滞的心电信号波形特点所选择的特征;所述特征至少包括以下其中之一:QRS复合波持续时间、R波的偏度值以及根据小波分解系数生成的综合阈值Z;

[0009] 将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别。

[0010] 优选地,提取所述第二心电信号中QRS复合波,具体为:

[0011] 对所述第二心电信号进行离散小波分解,以获得预定数量的小波分解系数;

[0012] 获取包含较大信息和较大能量的小波分解系数;

[0013] 根据获取的包含较大信息和较大能量的小波分解系数进行QRS复合波检测,以提取出QRS复合波;其中,所述QRS复合波包括Q波、R波和S波。

[0014] 优选地,所述根据所述QRS复合波,提取出至少一个预定的特征,具体为:

[0015] 根据小波分解系数,获得综合阈值Z;

[0016] 根据Q波与S波的序列差以及采样频率,获得QRS复合波持续时间;

[0017] 根据R波的序列长度、样本观测向量x的核密度估计、核密度估计值向量以及偏度和峰度的算子,以获取R波的偏度值。

[0018] 优选地,所述小波分解层数为7,对应的小波分解系数为D1、D2、D3、D4、D5、D6、D7以及A7;

[0019] 则所述根据小波分解系数,获得综合阈值Z,具体为:

[0020] 根据小波分解系数D3、D4、D5以及D6之和,获得阈值系数X;

[0021] 根据小波分解系数D2、D6、A7以及D3之积,获得阈值系数Y;

[0022] 根据所述阈值系数X和所述阈值系数Y的乘积的正值,获得综合阈值Z;其中, $Z = |X$

$$\times Y|; X = D3 + D4 + D5 + D6; Y = \frac{D3 \times (D2 + D6 + A7)}{2^N}。$$

[0023] 优选地,在将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别之前,还包括:

[0024] 建立与每个特征对应的第一分类模型;

[0025] 建立与所有特征对应的第二分类模型;

[0026] 则所述将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别具体为:

[0027] 将提取的特征分别输入至与其对应的第一分类模型,以获得与每个特征对应的第一识别类型;

[0028] 将提取的所有特征一并输入第二分类模型中,以进行右束支阻滞识别,获得第二识别类型;

[0029] 根据所述第一识别类型以及第二识别类型,获得根据识别类型数量较多的作为右束支阻滞识别结果。

[0030] 优选地,所述建立与所有特征对应的第二分类模型,具体为:

[0031] 初始化第二分类模型;其中,所述第二分类模型为逻辑回归分类模型;

[0032] 读取至少一对待训练的心电信号样本对,其中,所述心电信号样本对包括心电信号以及与所述心电信号对应的右束支阻滞标识;所述右束支阻滞标识用于标识与其对应的心电信号是否存在右束支阻滞;

[0033] 对所述心电信号样本对的心电信号进行特征提取,以获取至少一个预定的特征,并根据所述至少一个预定的特征以及对应的右束支阻滞标识形成训练样本对;

[0034] 将所述至少一个预定的特征作为第二分类模型的输入,将所述对应的右束支阻滞标识作为分类模型的输出对所述分类模型进行训练,以获得训练好的分类模型。

[0035] 优选地,还包括:

[0036] 所述第一分类模型包括输入处理层、比较层以及输出层,所述输入处理层能够根据当前采样点输入的特征值以及历史的特征值获得当前采样点的输入值,所述比较层能够将当前采样点的输入值与当前采样点的阈值进行比较以生成比较结果,同时所述比较层根据当前采样点的阈值以及上一个采样点阈值生成下一采样点的阈值;所述输出层能够根据比较结果生成右束支阻滞标识。

[0037] 本发明实施例还提供了一种右束支阻滞检测装置,包括:

[0038] 第一心电信号采集单元,用于采集目标对象的第一心电信号,并对所述第一心电

信号进行信号预处理,以获得消除噪声干扰的第二心电信号;

[0039] QRS复合波提取单元,用于从所述第二心电信号中提取出QRS复合波;

[0040] 特征提取单元,用于根据所述QRS复合波,提取出至少一个预定的特征;其中,所述特征是针对右束支阻滞的心电信号波形特点所选择的特征;所述特征至少包括以下其中之一:QRS复合波持续时间、R波的偏度值以及根据小波分解系数生成的综合阈值Z;

[0041] 右束支阻滞识别单元,用于将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别。

[0042] 优选地,QRS复合波提取单元,具体用于:

[0043] 离散小波分解模块,用于对所述第二心电信号进行离散小波分解,以获得预定数量的小波分解系数;

[0044] 小波分解系数获取模块,用于获取包含较大信息和较大能量的小波分解系数;

[0045] QRS复合波提取模块,用于根据获取的包含较大信息和较大能量的小波分解系数进行QRS复合波检测,以提取出QRS复合波;其中,所述QRS复合波包括Q波、R波和S波。

[0046] 优选地,特征提取单元,具体用于:

[0047] 综合阈值Z生成模块,用于根据小波分解系数,获得综合阈值Z;

[0048] QRS复合波持续时间生成模块,用于根据Q波与S波的序列差以及采样频率,获得QRS复合波持续时间;

[0049] R波的偏度值生成模块,用于根据R波的序列长度、样本观测向量x的核密度估计、核密度估计值向量以及偏度和峰度的算子,以获取R波的偏度值。

[0050] 优选地,所述小波分解层数为7,对应的小波分解系数为D1、D2、D3、D4、D5、D6、D7以及A7;

[0051] 则综合阈值Z生成模块,具体用于:

[0052] 根据小波分解系数D3、D4、D5以及D6之和,获得阈值系数X;

[0053] 根据小波分解系数D2、D6、A7以及D3之积,获得阈值系数Y;

[0054] 根据所述阈值系数X和所述阈值系数Y的乘积的正值,获得综合阈值Z;其中, $Z = |X$

$$\times Y|; X = D3 + D4 + D5 + D6; Y = \frac{D3 \times (D2 + D6 + A7)}{2^N}。$$

[0055] 优选地,还包括:

[0056] 第一分类模型建立单元,用于建立与每个特征对应的第一分类模型;第二分类模型建立单元,用于建立与所有特征对应的第二分类模型;则右束支阻滞识别单元,具体用于:

[0057] 将提取的特征分别输入至与其对应的第一分类模型,以获得与每个特征对应的第一识别类型;将提取的所有特征一并输入第二分类模型中,以进行右束支阻滞识别,获得第二识别类型;根据所述第一识别类型以及第二识别类型,获得根据识别类型数量较多的作为右束支阻滞识别结果。

[0058] 优选地,所述第二分类模型建立单元,具体用于:

[0059] 第二分类模型初始化模块,用于初始化第二分类模型;其中,所述第二分类模型为逻辑回归分类模型;

[0060] 心电信号样本对读取模块,用于读取至少一对待训练的心电信号样本对,其中,所

述心电信号样本对包括心电信号以及与所述心电信号对应的右束支阻滞标识;所述右束支阻滞标识用于标识与其对应的心电信号是否存在右束支阻滞;

[0061] 训练样本对形成模块,用于对所述心电信号样本对的心电信号进行特征提取,以获取至少一个预定的特征,并根据所述至少一个预定的特征以及对应的右束支阻滞标识形成训练样本对;

[0062] 分类模型训练模块,用于将所述至少一个预定的特征作为第二分类模型的输入,将所述对应的右束支阻滞标识作为分类模型的输出对所述分类模型进行训练,以获得训练好的分类模型。

[0063] 优选地,还包括:

[0064] 所述第一分类模型包括输入处理层、比较层以及输出层,所述输入处理层能够根据当前采样点输入的特征值以及历史的特征值获得当前采样点的输入值,所述比较层能够将当前采样点的输入值与当前采样点的阈值进行比较以生成比较结果,同时所述比较层根据当前采样点的阈值以及上一个采样点阈值生成下一采样点的阈值;所述输出层能够根据比较结果生成右束支阻滞标识。

[0065] 本发明实施例还提供了一种右束支阻滞检测设备,包括处理器、存储器以及存储在所述存储器内的计算机程序,所述计算机程序能够被所述处理器执行以实现如上述实施例所述的右束支阻滞检测方法。

[0066] 本发明实施例还提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质包括存储的计算机程序,其中,在所述计算机程序运行时控制所述计算机可读存储介质所在设备执行如上述实施例所述的右束支阻滞检测方法。

[0067] 上述一个实施例中,通过采集目标对象的心电信号,并提取消除噪声背景后的心电信号的QRS复合波,然后针对右束支阻滞的心电信号波形特点从QRS复合波中提取出特征,再将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别,能够提高右束支阻滞波形的识别效率和准确性,满足实际应用需求。

附图说明

[0068] 为了更清楚地说明本发明的技术方案,下面将对实施方式中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施方式,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0069] 图1是本发明第一实施例提供的一种右束支阻滞检测方法的流程示意图。

[0070] 图2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。

[0071] 图3为本发明实施例一提供的心电信号传导图。

[0072] 图4为本发明实施例一提供的右束支传导阻滞的心电图。

[0073] 图5为本发明实施例一提供的单心拍信号的示意图。

[0074] 图6是本发明第三实施例提供的右束支阻滞检测装置的结构示意图。

具体实施方式

[0075] 为了更好的理解本发明的技术方案,下面结合附图对本发明实施例进行详细描述。

[0076] 应当明确,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其它实施例,都属于本发明保护的范围。

[0077] 在本发明实施例中使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的,而非旨在限制本发明。在本发明实施例和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义。

[0078] 应当理解,本文中使用的术语“和/或”仅仅是一种描述关联对象的关联关系,表示可以存在三种关系,例如,A和/或B,可以表示:单独存在A,同时存在A和B,单独存在B这三种情况。另外,本文中字符“/”,一般表示前后关联对象是一种“或”的关系。

[0079] 取决于语境,如在此所使用的词语“如果”可以被解释成为“在……时”或“当……时”或“响应于确定”或“响应于检测”。类似地,取决于语境,短语“如果确定”或“如果检测(陈述的条件或事件)”可以被解释成为“当确定时”或“响应于确定”或“当检测(陈述的条件或事件)时”或“响应于检测(陈述的条件或事件)”。

[0080] 实施例中提及的“第一\第二”仅仅是是区别类似的对象,不代表针对对象的特定排序,可以理解地,“第一\第二”在允许的情况下可以互换特定的顺序或先后次序。应该理解“第一\第二”区分的对象在适当情况下可以互换,以使这里描述的实施例能够以除了在这里图示或描述的那些以外的顺序实施。

[0081] 请参阅图1至图5,本发明第一实施例提供了一种右束支阻滞检测方法,其可由右束支阻滞检测设备来执行,特别的,由右束支阻滞检测设备内的一个或多个处理器来执行,并至少包括如下步骤:

[0082] S101,采集目标对象的第一心电信号,并对第一心电信号进行信号预处理,以获得消除噪声干扰的第二心电信号。

[0083] 在本实施例中,所述右束支阻滞检测设备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)以及对采集的心电信号进行滤波处理的数字滤波器等等。其中,所述心电图机可以包括心电导联和传感器等等。需要说明的是,所述目标对象可以为任意可以产生第一心电信号的生物,如人、动物等。

[0084] 具体地,在本实施例中,首先通过括心电导联和传感器采集目标对象的第一心电信号,然后通过模拟电路对采集的第一心电信号进行阻抗匹配、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。由于所述右束支阻滞检测设备采集的第一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。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,即获得消除噪声干扰的第二心电信号。参见图2,图2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。

[0085] 需要说明的是,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, 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。参见图3,图3为本发明实施例一提供的心电信号传导图。

[0086] 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)V1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4,图4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。

[0087] S102,从第二心电信号中提取出QRS复合波。

[0088] 在本实施例中,所述右束支阻滞检测设备采用小波变换技术可以提取第二心电信号(例如图3中的心电信号)中的P波、QRS复合波和T波的波形信息,即一个完整的心拍,也称为单心拍信号。具体地,所述右束支阻滞检测设备对所述第二心电信号进行离散小波分解,以获得预定数量的小波分解系数,例如,采用Daubechies4 (Db4)小波对第二心电信号进行离散小波分解,分解层数为N,那么获得N+1个数的小波分解系数,为了便于对本发明的理解,以下实施例以优选N=7(实际性能最佳),得到小波分解系数为D1、D2、D3、D4、D5、D6、D7以及A7为例进行说明。

[0089] 进一步地,所述右束支阻滞检测设备获取包含较大信息和较大能量的小波分解系数,并根据获取的包含较大信息和较大能量的小波分解系数进行QRS复合波检测,以提取出QRS复合波;其中,所述QRS复合波包括Q波、R波和S波。例如,对于N=7的情况,则通常来说小波分解系数中D3、D4和D5包含最大信息和最大能量,因此采用小波分解系数D3、D4和D5进行QRS复合波检测,检测得到的QRS复合波如图5所示,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复合波、T波和U波,其中,P波反映左右两心房的电激动过程,前半部分主要由右心房产生,后半部分主要由左心房产生,正常人的P波宽度不超过0.11s,最高幅度不超过2.5mv,P-R段反映激动由心房传至心室的过程,P波出现以后,心脏的激动沿心房肌传至贯穿心房与心室的传导系统,下传至心室。激动通过这段传导组织时所产生的电位影响极为微弱,因此在P波以后,心室激动以前,有一段时间不产生电位影响,这一段就是P-R段。QRS复合波反映左右心室的电激动过程,整个QRS复合群的宽度被称为QRS间期持续时间,它代表了全部心室肌激动过程所需要的时间,正常人最多不超过0.1S。S-T段是从QRS复合群的终点T波起点的一端,正常人的S-T段是接近基线的,通过不超过0.1S。T波代表心室激动后复原时产生的电位影响,在以R波为主的心电图上,T波不应低于R波的十分之一。U波代表激动的心室回到静止期的过程,正常人体的U波是很小的,可以理解的是,U波不是必须包括的。

[0090] S103,根据所述QRS复合波,提取出至少一个预定的特征;其中,所述特征是针对右束支阻滞的心电信号波形特点所选择的特征;所述特征至少包括以下其中之一:QRS复合波持续时间、R波的偏度值以及根据小波分解系数生成的综合阈值Z。

[0091] 在本实施例中,为了便于对本发明的理解,下面对右束支阻滞的心电信号波形特点所选择的特征进行说明:

[0092] 一、QRS复合波持续时间:针对右束支阻滞的心电信号(ECG)波形特点(QRS复合波持续时间>120ms)提取ECG的形态特征,包括QRS复合波的持续时间相关的特征(用于分析QRS波的持续时间)。令X_P、X_Q、X_R、X_S和X_T表示P、Q、R、S和T波的序列,QRS间期可以表示为QRS_width,则根据Q波与S波的序列差以及采样频率,获得QRS复合波持续时间;其中,所述QRS间期持续时间计算公式为:QRS_width=(X_S-X_Q)/fs其中,fs表示采样频率。

[0093] 二、R波的偏度值:针对右束支阻滞的心电信号(ECG)波形特点(有末期R波(如:R、rR'、rsR'、rSR',或qR等波形))提取ECG的形态特征,包括R波的概率密度分布(用于分析R波是单相还是双相)。令X_P、X_Q、X_R、X_S和X_T表示P、Q、R、S和T波的序列,则根据R波的序列长度、样本观测向量x的核密度估计、核密度估计值向量以及偏度和峰度的算子,以获取R波的偏度值skew_R。

[0094] 其中ecg表示心电信号序列,ksdensity为计算序列核密度估计的算子,用于求样本观测向量x的核密度估计,xi是在x取值范围内等间隔选取的100个点构成的向量,f1是与xi相对应的核密度估计值向量。所用的核函数是Gaussian核函数;skewness、kurtosis分别为计算序列长度、偏度和峰度的算子。则[f1,xi]=ksdensity(X_R)、kurt_R=kurtosis(f1)、skew_R=skewness(f1)。

[0095] 三、根据小波分解系数生成的综合阈值Z:经过频谱分析,发现正常QRS复合波和右束支阻滞之间的小波系数存在较大差异。因此,首先,设计小波系数阈值,经过多次试验确定,设定阈值系数X,称为小波系数和,如公式1所示;接下来设定阈值系数Y,称为小波系数积,如公式2所示。实验发现,两者在出现右束支阻滞时,其数值明显高于正常心电波形,为了放大这种变化,能够更加有效地检测到右束支阻滞,设计了一个全新的综合型阈值Z,如公式3所示。从而,根据小波分解系数,获得根据小波分解系数生成的阈值系数X;根据小波分解系数,获得根据小波分解系数生成的阈值系数Y;根据所述阈值系统X和所述阈值系数Y生成综合阈值Z。

[0096] $X = D3 + D4 + D5 + D6 \quad (1)$

[0097]
$$Y = \frac{D3 \times (D2 + D6 + A7)}{2^N} \quad (2)$$

[0098] $Z = |X \times Y| \quad (3)$

[0099] S104,将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别。

[0100] 在本实施例中,可根据神经网络、数学规划、遗传算法、机器学习训练而成一个分类模型,然后将提取的特征输入对应的分类模型中,以识别是右束支阻滞或者非右束支阻滞。

[0101] 综上,通过采集目标对象的第一心电信号,并提取消除干扰噪声后的第二心电信号的QRS复合波,然后针对右束支阻滞的心电信号波形特点从QRS复合波中提取出特征,再将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别,能够提高右束支阻滞的识别效率和准确性。

[0102] 在第一实施例的基础上,本发明一优选实施例中,在将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别之前,还包括:

[0103] 建立与每个特征对应的第一分类模型;

[0104] 在本实施例中,所述第一分类模型包括输入处理层、比较层以及输出层,所述输入处理层能够根据当前采样点输入的特征值以及历史的特征值获得当前采样点的输入值,所述比较层能够将当前采样点的输入值与当前采样点的阈值进行比较以生成比较结果,同时所述比较层根据当前采样点的阈值以及上一个采样点阈值生成下一采样点的阈值;所述输出层能够根据比较结果生成右束支阻滞标识。

[0105] 具体地,针对综合阈值Z的特征建立第一分类模型过程为:当导联数为M个时,则提

取得M个Z值,并计算平均值Zmean, $Zmean_q = \frac{\sum_{s=1}^N Z_{s,q}}{M}$, Zs表示第s个导联的Z值,Zmeanq为连

续监测过程中第q个计算得到的Zmean值;然后,设定Zmean的初始阈值为ZmeanD0(由大量实验获得的经验参数),ZmeanDq表示第q个阈值,根据所述平均值Zmean计算Zmeanq值;根据所述Zmeanq计算ZmeanDq; $ZmeanD_{q+1} = \lambda_1 ZmeanD_q + \mu_1 ZmeanD_{q-1}$;其中,ZmeanDq为第q个Z阈值;其中 λ 和 μ 是参数,且满足 $\lambda_1 + \mu_1 = 1$,优选地, $\lambda_1 = 0.85$, $\mu_1 = 0.15$;那么当判断实时检测得到的Zmeanq值大于ZmeanDq时,则判断所述获取的心电信号为右束支阻滞。

[0106] 具体地,针对QRS复合波持续时间(QRS_width)的特征建立第一分类模型过程为:当导联数为M,则提取M个QRS_width值,计算平均值,QRS_widthmean值

$QRS_widthmean_q = \frac{\sum_{s=1}^N QRS_width_{s,q}}{M}$ 其中,QRS_widths表示第s个导联的QRS_width值,

QRS_widthmeanq表示连续监测过程中第q个计算得到的QRS_widthmean值;然后根据平均值QRS_widthmean值计算QRS_widthmeanq值;最后,设定QRS_widthmean的初始阈值为QRS_widthmeanD0(此处为120ms),QRS_widthmeanDq表示第q个QRS_widthmean阈值,根据QRS_widthmeanq值计算QRS_widthmeanD值, $QRS_widthmeanD_{q+1} = \lambda_2 QRS_widthmeanD_q + \mu_2 QRS_widthmeanD_{q-1}$;其中, λ 和 μ 是参数, $\lambda_2 + \mu_2 = 1$ 。优选地, $\lambda_2 = 0.85$, $\mu_2 = 0.15$;那么,当判断实时检测得到的QRS_widthmeanq值大于QRS_widthmeanDq时,则判断所述心电信号为右束支阻滞。

[0107] 具体地,针对R波的偏度值(skew_R)特征建立第一分类模型过程为:当导联数为M,

提取M个skew_R值,并计算平均值skew_Rmean; $skew_Rmean_q = \frac{\sum_{s=1}^N skew_R_{s,q}}{M}$ 其中,skew_

Rs表示第s个导联的skew_R值,skew_Rmeanq表示连续监测过程中第q个计算得到的skew_Rmean值;设定skew_Rmean的初始阈值为skew_RmeanD0(经大量试验获得),skew_RmeanDq表示第q个skew_R阈值,则根据所述平均值计算skew_Rmeanq值,再根据skew_Rmeanq值计算skew_RmeanDq, $skew_RmeanD_{q+1} = \lambda_3 skew_RmeanD_q + \mu_3 skew_RmeanD_{q-1}$;其中skew_RmeanDq表示第q个skew_R阈值, λ 和 μ 是参数, $\lambda_3 + \mu_3 = 1$,优选地, $\lambda_3 = 0.8$, $\mu_3 = 0.2$;当判断实时检测得到的skew_Rmeanq值大于skew_RmeanDq时,所述心电信号为右束支阻滞。

[0108] 建立与所有特征对应的第二分类模型;

[0109] 具体地,先初始化第二分类模型;其中,所述第二分类模型可为逻辑回归分类模

型;然后读取至少一对待训练的心电信号样本对,其中,所述心电信号样本对包括心电信号以及与所述心电信号对应的右束支阻滞标识;所述右束支阻滞标识用于标识与其对应的心电信号是否存在右束支阻滞;其次,对所述心电信号样本对的心电信号进行特征提取,以获取至少一个预定的特征,并根据所述至少一个预定的特征以及对应的右束支阻滞标识形成训练样本对;最后,将所述至少一个预定的特征作为第二分类模型的输入,将所述对应的右束支阻滞标识作为分类模型的输出对所述分类模型进行训练,以获得训练好的分类模型。例如,首先,将提取得到的特征作为训练LR的输入样本X,将右束支阻滞或者非右束支阻滞标记作为LR的输出Y。(X,Y)共同组成LR的训练样本对,进行LR训练。利用训练得到的LR模型,将提取得到的特征作为训练LR的输入样本X输入模型,进行识别(即右束支阻滞或者非右束支阻滞)。

[0110] 则所述将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别具体为:

[0111] 将提取的特征分别输入至与其对应的第一分类模型,以获得与每个特征对应的第一识别类型;

[0112] 将提取的所有特征一并输入第二分类模型中,以进行右束支阻滞识别,获得第二识别类型;

[0113] 根据所述第一识别类型以及第二识别类型,获得根据识别类型数量较多的作为右束支阻滞识别结果。

[0114] 例如,对于采集的第一心电信号d,提取其三个特征,并依次将这三个特征输入对于的第一分类模型进行识别得到一个识别类型A,两个识别类型B,(假设A为右束支阻滞识别,B为非右束支阻滞识别),然后再将第一心电信号d的三个特征输入到第二分类模型进行识别得到一个识别类型B,那么根据得到的最多数量的识别类型,即B则作为第一心电信号d的最终类别。

[0115] 本发明通过对同一个心电信号的不同特征做分别识别以及整体识别,再根据识别的结果来获得最终的判断结果,能够提高右束支阻滞波形的识别准确性。

[0116] 本发明第二实施例:

[0117] 参见图6,本发明第二实施例还提供了一种右束支阻滞检测装置,包括:

[0118] 第一心电信号采集单元100,用于采集目标对象的第一心电信号,并对所述第一心电信号进行信号预处理,以获得消除噪声干扰的第二心电信号;

[0119] QRS复合波提取单元200,用于从所述第二心电信号中提取出QRS复合波;

[0120] 特征提取单元300,用于根据所述QRS复合波,提取出至少一个预定的特征;其中,所述特征是针对右束支阻滞的心电信号波形特点所选择的特征;所述特征至少包括以下其中之一:QRS复合波持续时间、R波的偏度值以及根据小波分解系数生成的综合阈值Z;

[0121] 右束支阻滞识别单元400,用于将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中,以进行右束支阻滞识别。

[0122] 在第二实施例的基础上,本发明一优选实施例中,QRS复合波提取单元200,具体包括:

[0123] 离散小波分解模块,用于对所述第二心电信号进行离散小波分解,以获得预定数量的小波分解系数;

- [0124] 小波分解系数获取模块,用于获取包含较大信息和较大能量的小波分解系数;
- [0125] QRS复合波提取模块,用于根据获取的包含较大信息和较大能量的小波分解系数进行QRS复合波检测,以提取出QRS复合波;其中,所述QRS复合波包括Q波、R波和S波。
- [0126] 在第二实施例的基础上,本发明一优选实施例中,特征提取单元300,具体包括:
- [0127] 综合阈值Z生成模块,用于根据小波分解系数,获得综合阈值Z;
- [0128] QRS复合波持续时间生成模块,用于根据Q波与S波的序列差以及采样频率,获得QRS复合波持续时间;
- [0129] R波的偏度值生成模块,用于根据R波的序列长度、样本观测向量x的核密度估计、核密度估计值向量以及偏度和峰度的算子,以获取R波的偏度值。
- [0130] 在第二实施例的基础上,本发明一优选实施例中,所述小波分解层数为7,对应的小波分解系数为D1、D2、D3、D4、D5、D6、D7以及A7;
- [0131] 则综合阈值Z生成模块,具体用于:
- [0132] 根据小波分解系数D3、D4、D5以及D6之和,获得阈值系数X;
- [0133] 根据小波分解系数D2、D6、A7以及D3之积,获得阈值系数Y;
- [0134] 根据所述阈值系数X和所述阈值系数Y的乘积的正值,获得综合阈值Z;其中, $Z = |X$

$$\times Y|; X = D3 + D4 + D5 + D6; Y = \frac{D3 \times (D2 + D6 + A7)}{2^N}。$$

- [0135] 在第二实施例的基础上,本发明一优选实施例中,还包括:
- [0136] 第一分类模型建立单元,用于建立与每个特征对应的第一分类模型;
- [0137] 第二分类模型建立单元,用于建立与所有特征对应的第二分类模型;
- [0138] 则右束支阻滞识别单元,具体用于:
- [0139] 将提取的特征分别输入至与其对应的第一分类模型,以获得与每个特征对应的第一识别类型;将提取的所有特征一并输入第二分类模型中,以进行右束支阻滞识别,获得第二识别类型;根据所述第一识别类型以及第二识别类型,获得根据识别类型数量较多的作为右束支阻滞识别结果。
- [0140] 在第二实施例的基础上,本发明一优选实施例中,所述第二分类模型建立单元,具体用于:
- [0141] 第二分类模型初始化模块,用于初始化分类模型;其中,所述第二分类模型为逻辑回归分类模型;
- [0142] 心电信号样本对读取模块,用于读取至少一对待训练的心电信号样本对,其中,所述心电信号样本对包括心电信号以及与所述心电信号对应的右束支阻滞标识;所述右束支阻滞标识用于标识与其对应的心电信号是否存在右束支阻滞;
- [0143] 训练样本对形成模块,用于对所述心电信号样本对的心电信号进行特征提取,以获取至少一个预定的特征,并根据所述至少一个预定的特征以及对应的右束支阻滞标识形成训练样本对;
- [0144] 分类模型训练模块,用于将所述至少一个预定的特征作为第二分类模型的输入,将所述对应的右束支阻滞标识作为分类模型的输出对所述分类模型进行训练,以获得训练好的分类模型。

[0145] 在第二实施例的基础上,本发明一优选实施例中:

[0146] 所述第一分类模型包括输入处理层、比较层以及输出层,所述输入处理层能够根据当前采样点输入的特征值以及历史的特征值获得当前采样点的输入值,所述比较层能够将当前采样点的输入值与当前采样点的阈值进行比较以生成比较结果,同时所述比较层根据当前采样点的阈值以及上一个采样点阈值生成下一采样点的阈值;所述输出层能够根据比较结果生成右束支阻滞标识。

[0147] 本发明第三实施例:

[0148] 本发明第三实施例还提供了一种右束支阻滞检测设备,包括处理器、存储器以及存储在所述存储器内的计算机程序,所述计算机程序能够被所述处理器执行以实现如上述实施例所述的右束支阻滞检测方法。

[0149] 本发明第四实施例:

[0150] 本发明第四实施例提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质包括存储的计算机程序,其中,在所述计算机程序运行时控制所述计算机可读存储介质所在设备执行如上述的右束支阻滞检测方法。

[0151] 示例性的,所述计算机程序可以被分割成一个或多个单元,所述一个或者多个单元被存储在所述存储器中,并由所述处理器执行,以完成本发明。所述一个或多个单元可以是能够完成特定功能的一系列计算机程序指令段,该指令段用于描述所述计算机程序在右束支阻滞检测设备中的执行过程。

[0152] 所述右束支阻滞检测设备可包括但不限于处理器、存储器。本领域技术人员可以理解,所述示意图仅仅是右束支阻滞检测设备的示例,并不构成对右束支阻滞检测设备的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件,例如所述右束支阻滞检测设备还可以包括输入输出设备、网络接入设备、总线等。

[0153] 所称处理器可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),还可以是其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现成可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等,所述右束支阻滞检测设备的控制中心,利用各种接口和线路连接整个右束支阻滞检测设备的各个部分。

[0154] 所述存储器可用于存储所述计算机程序和/或模块,所述处理器通过运行或执行存储在所述存储器内的计算机程序和/或模块,以及调用存储在存储器内的数据,实现所述右束支阻滞检测设备的各种功能。所述存储器可主要包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序(比如声音播放功能、图像播放功能等)等;存储数据区可存储根据手机的使用所创建的数据(比如音频数据、电话本等)等。此外,存储器可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非易失性存储器,例如硬盘、内存、插接式硬盘,智能存储卡(Smart Media Card,SMC),安全数字(Secure Digital,SD)卡,闪存卡(Flash Card)、至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他易失性固态存储器件。

[0155] 其中,所述右束支阻滞检测设备集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读存储介质中。基于这样的理解,

本发明实现上述实施例方法中的全部或部分流程,也可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一计算机可读存储介质中,该计算机程序在被处理器执行时,可实现上述各个方法实施例的步骤。其中,所述计算机程序包括计算机程序代码,所述计算机程序代码可以为源代码形式、对象代码形式、可执行文件或某些中间形式等。所述计算机可读介质可以包括:能够携带所述计算机程序代码的任何实体或装置、记录介质、U盘、移动硬盘、磁碟、光盘、计算机存储器、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、电载波信号、电信信号以及软件分发介质等。需要说明的是,所述计算机可读介质包含的内容可以根据司法管辖区内立法和专利实践的要求进行适当的增减,例如在某些司法管辖区,根据立法和专利实践,计算机可读介质不包括电载波信号和电信信号。

[0156] 需说明的是,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施例方案的目的。另外,本发明提供的装置实施例附图中,模块之间的连接关系表示它们之间具有通信连接,具体可以实现为一条或多条通信总线或信号线。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。

[0157] 以上所述是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以做出若干改进和润饰,这些改进和润饰也视为本发明的保护范围。

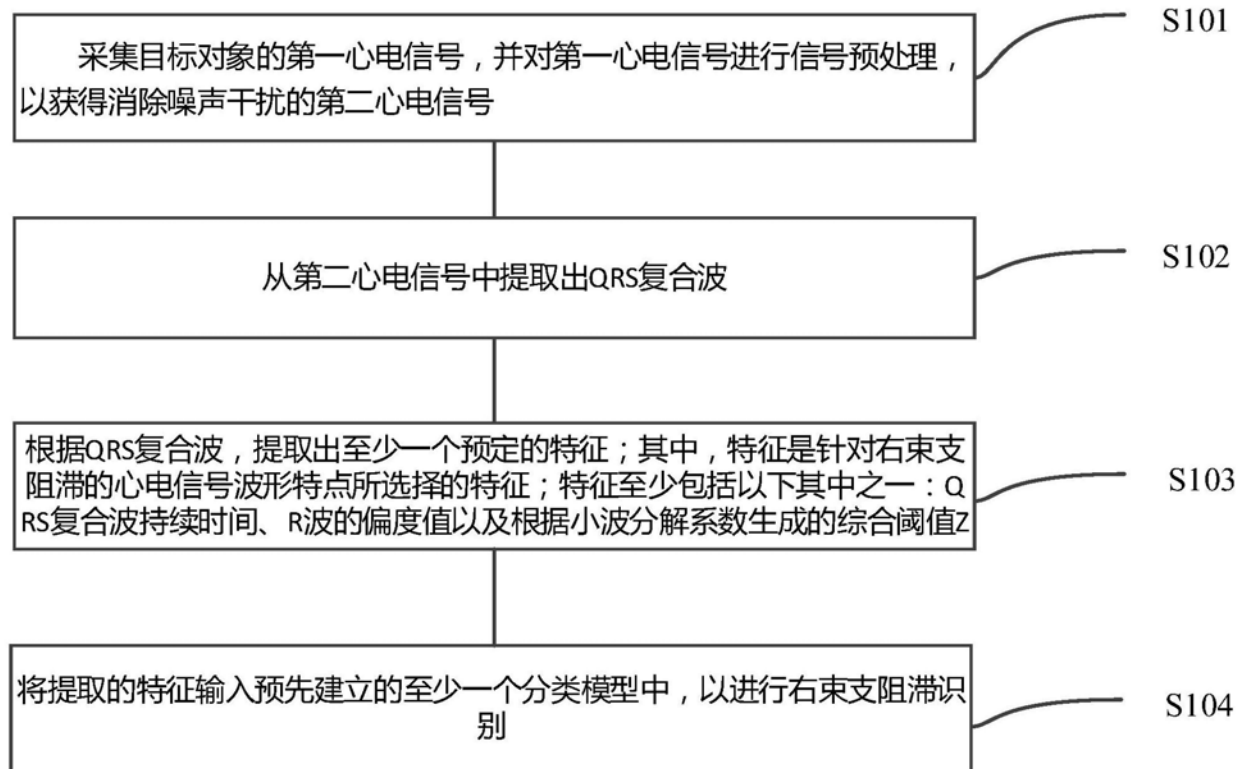


图1

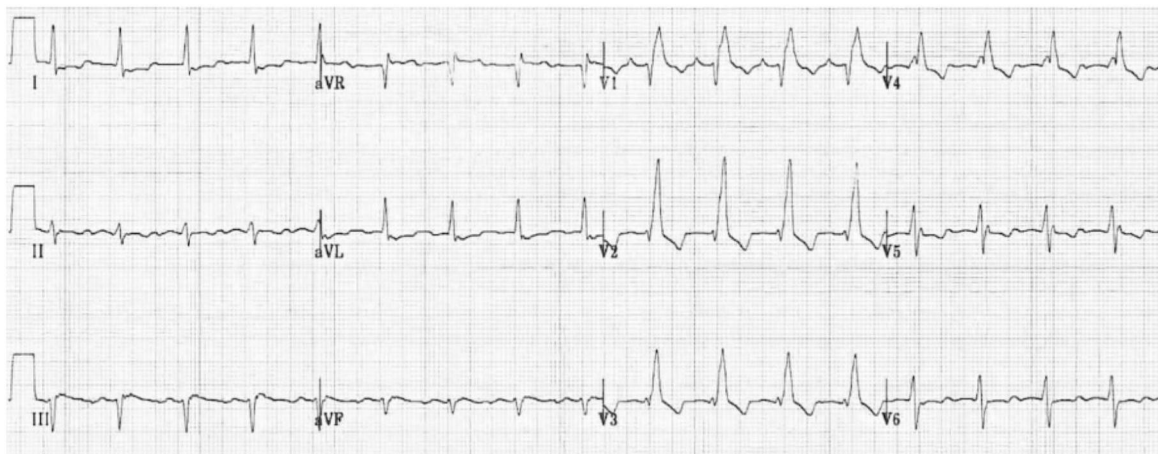


图2

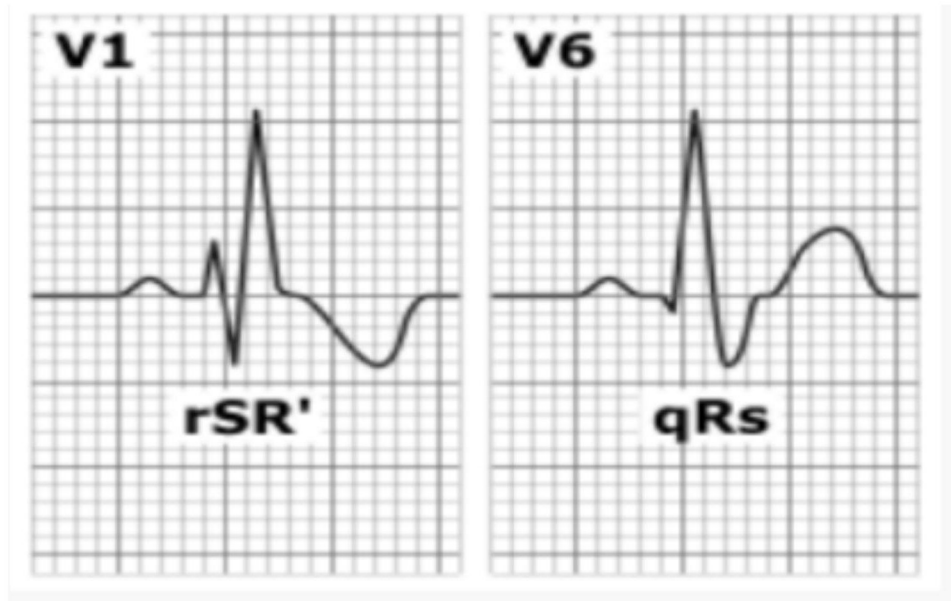


图3

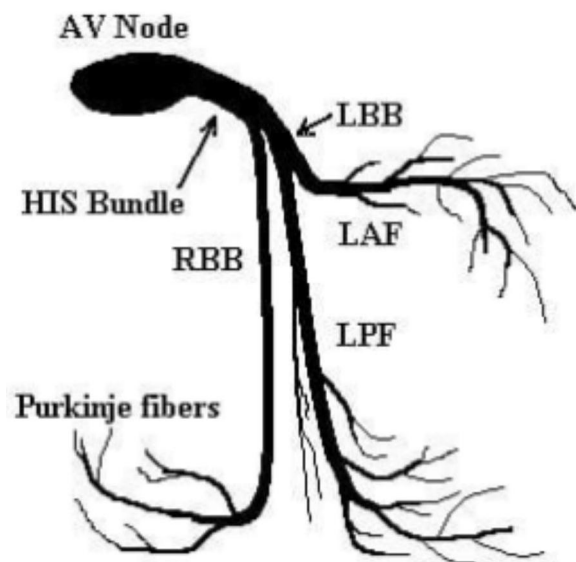


图4

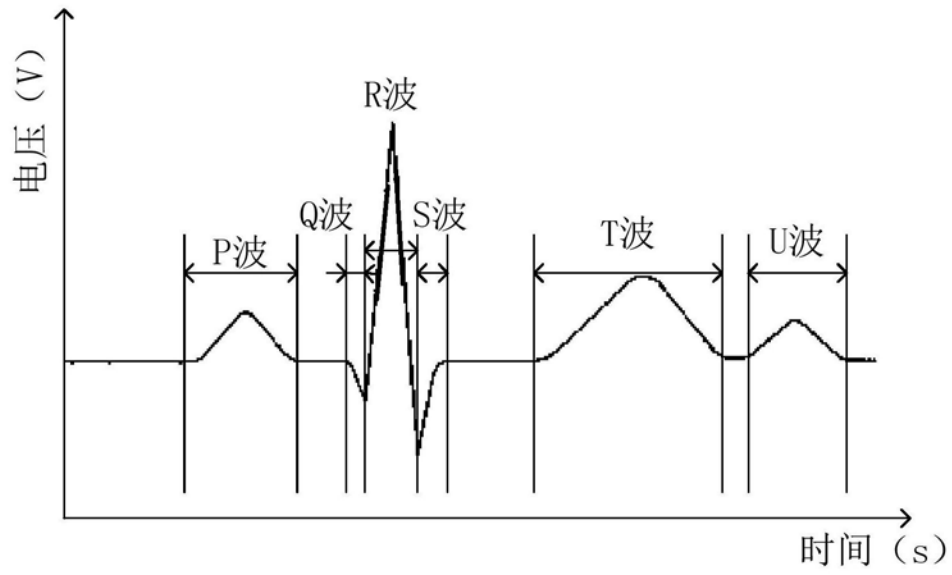


图5

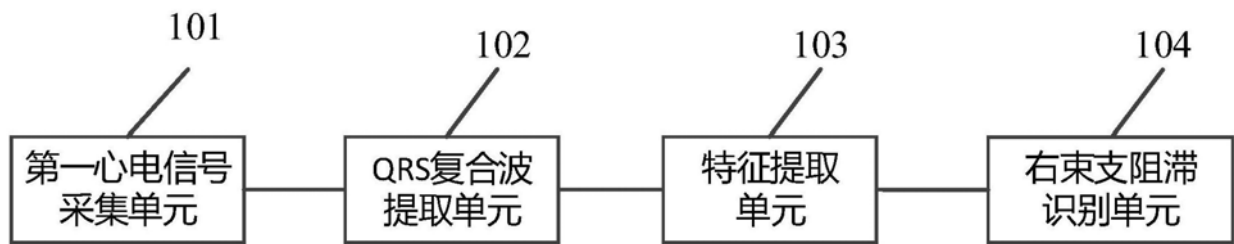


图6

专利名称(译)	一种右束支阻滞检测方法、装置、设备及存储介质		
公开(公告)号	CN110367968A	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201910754379.8	申请日	2019-08-15
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技有限公司		
[标]发明人	胡静		
发明人	胡静		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/0452 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0452 A61B5/7253 A61B5/7267 A61B5/7282		
代理人(译)	郭福利		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种右束支阻滞检测方法、装置、设备和计算机存储介质，包括：采集目标对象的第一心电信号，并对第一心电信号进行信号预处理，以获得消除噪声干扰的第二心电信号；从第二心电信号中提取出QRS复合波；根据QRS复合波，提取出至少一个预定的特征；其中，特征是针对右束支阻滞的心电信号波形特点所选择的特征；特征至少包括以下其中之一：QRS复合波持续时间、R波的偏度值以及根据小波分解系数生成的综合阈值Z；将提取的特征输入预先建立的至少一个分类模型中，以进行右束支阻滞识别。本发明基于右束支阻滞的心电信号波形特点进行特征分析，提高了右束支阻滞波形的识别效率和准确性。

