



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107137077 A

(43)申请公布日 2017. 09. 08

(21)申请号 201710449633.4

(22)申请日 2017.06.14

(71)申请人 西南大学

地址 400700 重庆市北碚区天生路2号

(72)发明人 温万惠 刘光远

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 王木兰

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

A61B 5/0456(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06K 9/62(2006.01)

权利要求书3页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

自主神经恢复检测方法、装置及电子设备

(57)摘要

本发明提供了一种自主神经恢复检测方法、装置及电子设备,涉及医疗电子技术领域。所述方法通过获取用户运动恢复期间的心电数据;基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则,获得所述心电数据对应的RR间期时间序列;再基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则,分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据;从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集,并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类,输出分类结果,以获得所述用户运动后自主神经恢复状况。实现了检测用户运动后自主神经恢复状况,而无需用户具备任何运动训练相关的专业知识,提升了用户的体验。



1. 一种自主神经恢复检测方法,其特征在于,所述方法包括:

获取用户运动恢复期间的心电数据;

基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则,获得所述心电数据对应的RR间期时间序列;

基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则,分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据;

从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集,并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类,输出分类结果,以获得所述用户运动后自主神经恢复状况。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则,获得所述心电数据对应的RR间期时间序列,包括:

对所述心电数据去除基线漂移;

基于预设的滑动时间窗以及去除基线漂移后的心电数据,获得所述滑动时间窗内的心电数据并定位所述滑动时间窗内的心电数据的最大值点作为R波峰点,以得到多个R波峰点;

从所述多个R波峰点中,将相邻两个R峰点之间的时间间隔作为一个RR间期,以获得所述去除基线漂移后的心电数据对应的多个RR间期;

将所述多个RR间期按照时间先后顺序排列,获得所述去除基线漂移后的心电数据对应的RR间期时间序列。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述多种预设的特征提取规则包括:RR间期均值规则、RR间期标准差规则、RR间期变异系数规则、心率恢复指标规则、相邻RR间期差的均方根规则、第一相邻RR间期差占百分比规则、低频区信号分量指标规则、高频区信号分量指标规则、低频与高频区信号分量指标的比率规则、平均涨落规则、相对涨落规则、相对最大涨落规则、第二相邻RR间期差占百分比规则、RR间期序列的峰值和谷值的个数规则中的多种规则。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述预设的分类器为二分类分类器。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述二分类分类器为朴素贝叶斯分类器、支持向量机分类器或k最近邻分类器。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:

获取样本人群中多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号和多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号;

基于所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号和多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号以及预设的RR间期序列计算规则,分别获得所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列、所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列;

基于所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列、所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则,分别获得所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据和所述多条运动后自主神经正常

恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据；

将所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据和所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据作为分类器的训练数据，训练所述分类器，以此获取预设的分类器。

7. 一种自主神经恢复检测装置，其特征在于，所述装置包括：

第一获取单元，用于获取用户运动恢复期间的心电数据；

序列获得单元，用于基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则，获得所述心电数据对应的RR间期时间序列；

特征获得单元，用于基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则，分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据；

分类单元，用于从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集，并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类，输出分类结果，以获得所述用户运动后自主神经恢复状况。

8. 根据权利要求7所述的装置，其特征在于，所述序列获得单元包括：

去除子单元，用于对所述心电数据去除基线漂移；

定位子单元，用于基于预设的滑动时间窗以及去除基线漂移后的心电数据，获得所述滑动时间窗内的心电数据并定位所述滑动时间窗内的心电数据的最大值点作为R波峰点，以得到多个R波峰点；

RR间期获得子单元，用于从所述多个R波峰点中，将相邻两个R峰点之间的时间间隔作为一个RR间期，以获得所述去除基线漂移后的心电数据对应的多个RR间期；

序列获得子单元，用于将所述多个RR间期按照时间先后顺序排列，获得所述去除基线漂移后的心电数据对应的RR间期时间序列。

9. 根据权利要求7所述的装置，其特征在于，所述多种预设的特征提取规则包括：RR间期均值规则、RR间期标准差规则、RR间期变异系数规则、心率恢复指标规则、相邻RR间期差的均方根规则、第一相邻RR间期差占百分比规则、低频区信号分量指标规则、高频区信号分量指标规则、低频与高频区信号分量指标的比率规则、平均涨落规则、相对涨落规则、相对最大涨落规则、第二相邻RR间期差占百分比规则、RR间期序列的峰值和谷值的个数规则中的多种规则。

10. 一种电子设备，其特征在于，所述电子设备包括处理器以及存储器，所述存储器耦接到所述处理器，所述存储器存储指令，当所述指令由所述处理器执行时所述电子设备执行以下操作：

获取用户运动恢复期间的心电数据；

基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则，获得所述心电数据对应的RR间期时间序列；

基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则，分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据；

从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集，并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类，输出分类结果，以获得所述用户运

动后自主神经恢复状况。

自主神经恢复检测方法、装置及电子设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗电子技术领域,具体而言,涉及一种自主神经恢复检测方法、装置及电子设备。

背景技术

[0002] 有氧运动,比如慢跑,对普通大众的身体健康具有促进作用,可以降血压,减脂和控制体重,改善睡眠,增强心理抗压能力等。美国心脏学会的运动与心脏康复委员会建议18岁至65岁的健康成年人应当在每周进行3次持续时间不低于20分钟的有氧运动,以保持和促进身体健康。当代中国大众也越来越重视身体健康的保持,喜欢慢跑等运动的人群数量庞大,但罕有人对自己的运动后自主神经恢复进行监测,原因主要是专业运动训练人力资源的缺乏,以及日常锻炼中时空上的限制使得绝大多数普通大众无法获得专业的运动训练指导。

[0003] 研究表明,习惯性久坐人群(比如:每天8小时左右的坐班人群)进行力竭型运动(比如20-40分钟的慢跑)极易引发心脏问题,比如房性或室性早搏,甚至心脏骤停。此外,运动后的心脏自主神经恢复状况也是心血管疾病发病率和死亡率的一个强有力的独立预测因子。然而,现有的技术中,还未见任何有效的运动后自主神经恢复自动监测和预警方案。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明实施例的目的在于提供一种自主神经恢复检测方法、装置及电子设备。为了实现上述目的,本发明采取的技术方案如下:

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种自主神经恢复检测方法,所述方法包括:获取用户运动恢复期间的心电数据;基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则,获得所述心电数据对应的RR间期时间序列;基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则,分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据;从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集,并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类,输出分类结果,以获得所述用户运动后自主神经恢复状况。

[0006] 第二方面,本发明实施例提供了一种自主神经恢复检测装置,所述装置包括第一获取单元、序列获得单元、特征获得单元和分类单元。所述第一获取单元,用于获取用户运动恢复期间的心电数据。序列获得单元,用于基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则,获得所述心电数据对应的RR间期时间序列。特征获得单元,用于基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则,分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据。分类单元,从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集,并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类,输出分类结果,以获得所述用户运动后自主神经恢复状况。

[0007] 第三方面,本发明实施例提供了一种电子设备,所述电子设备包括处理器以及存

储器。所述存储器耦接到所述处理器,所述存储器存储指令,当所述指令由所述处理器执行时所述电子设备执行以下操作:获取用户运动恢复期间的心电数据;基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则,获得所述心电数据对应的RR间期时间序列;基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则,分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据;从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集,并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类,输出分类结果,以获得所述用户运动后自主神经恢复状况。

[0008] 本发明实施例提供一种自主神经恢复检测方法、装置及电子设备,通过获取用户运动恢复期间的心电数据;基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则,获得所述心电数据对应的RR间期时间序列;再基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则,分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据;从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集,并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类,输出分类结果,以获得所述用户运动后自主神经恢复状况,实现了检测用户运动后自主神经恢复状况,而无需用户具备任何运动训练相关的专业知识,提升了用户的体验。

[0009] 本发明的其他特征和优点将在随后的说明书阐述,并且,部分地从说明书中变得显而易见,或者通过实施本发明实施例了解。本发明的目的和其他优点可通过在所写的说明书、权利要求书、以及附图中所特别指出的结构来实现和获得。

附图说明

[0010] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,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相关的附图。

[0011] 图1为一种可应用于本申请实施例中的电子设备的结构框图;

[0012] 图2为本发明第一实施例提供的自主神经恢复检测方法的流程图;

[0013] 图3为本发明第一实施例提供的运动后心脏出现早搏而引起的异常心电以及对应的RR间期序列示意图;

[0014] 图4为本发明第一实施例提供的运动后副交感神经重新夺获缓慢和交感神经退让缓慢对应的心电以及RR间期序列示意图;

[0015] 图5为本发明第一实施例提供的运动后自主神经正常恢复的心电以及对应的RR间期序列示意图;

[0016] 图6为本发明第一实施例提供的后向特征选择过程示意图;

[0017] 图7为本发明第一实施例提供的三种分类器的最优特征子集及对应的交叉验证真阳性率和真阴性率示意图;

[0018] 图8为本发明第一实施例提供的自主神经恢复检测装置的结构框图。

具体实施方式

[0019] 下面将结合本发明实施例中附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整

地描述,显然,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。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0020] 应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。同时,在本发明的描述中,术语“第一”、“第二”等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0021] 请参阅图1,图1示出了一种可应用于本申请实施例中的电子设备100的结构框图。该电子设备100可以作为用户终端,也可以是计算机或服务器,所述用户终端可以为手机或平板电脑。如图1所示,电子设备100可以包括存储器110、存储控制器111、处理器112和自主神经恢复检测装置。

[0022] 存储器110、存储控制器111、处理器112各元件之间直接或间接地电连接,以实现数据的传输或交互。例如,这些元件之间可以通过一条或多条通讯总线或信号总线实现电连接。自主神经恢复检测方法分别包括至少一个可以以软件或固件(firmware)的形式存储于存储器110中的软件功能模块,例如所述自主神经恢复检测装置包括的软件功能模块或计算机程序。

[0023] 存储器110可以存储各种软件程序以及模块,如本申请实施例提供的自主神经恢复方法及装置对应的程序指令/模块。处理器112通过运行存储在存储器110中的软件程序以及模块,从而执行各种功能应用以及数据处理,即实现本申请实施例中的自主神经恢复检测方法。存储器110可以包括但不限于随机存取存储器(Random Access Memory, RAM),只读存储器(Read Only Memory,ROM),可编程只读存储器(Programmable Read-Only Memory, PROM),可擦除只读存储器(Erasable Programmable Read-Only Memory, EPROM),电可擦除只读存储器(Electric Erasable Programmable Read-Only Memory, EEPROM)等。

[0024] 处理器112可以是一种集成电路芯片,具有信号处理能力。上述处理器可以是通用处理器,包括中央处理器(Central Processing Unit,简称CPU)、网络处理器(Network Processor,简称NP)等;还可以是数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现成可编程门阵列(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。其可以实现或者执行本申请实施例中的公开的各方法、步骤及逻辑框图。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。

[0025] 第一实施例

[0026] 请参阅图2,本发明实施例提供了一种自主神经恢复检测方法,所述方法包括:

[0027] 步骤S200:获取用户运动恢复期间的心电数据;

[0028] 运动恢复期内,用户佩戴可穿戴心电采集设备,通过有线或无线数据传输,将心电采集设备获得的心电数据传输到电子设备。

[0029] 步骤S210:基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则,获得所述心电数据对应的RR间期时间序列;

[0030] 作为一种实施方式,所述基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则,获得所述心电数据对应的RR间期时间序列,可以包括:

[0031] 对所述心电数据去除基线漂移;

[0032] 基于预设的滑动时间窗以及去除基线漂移后的心电数据,获得所述滑动时间窗内的心电数据并定位所述滑动时间窗内的心电数据的最大值点作为R波峰点,以得到多个R波峰点;

[0033] 从所述多个R波峰点中,将相邻两个R峰点之间的时间间隔作为一个RR间期,以获得所述去除基线漂移后的心电数据对应的多个RR间期;

[0034] 将所述多个RR间期按照时间先后顺序排列,获得所述去除基线漂移后的心电数据对应的RR间期时间序列。

[0035] 其中,基于去除基线漂移后的心电数据,在预设的滑动时间窗内可以包含一个完整QRS复合波的心电信号,以寻找滑动时间窗内数据最大值的方式,定位滑动时间窗内的心电数据的最大值点作为R波峰点,移动所述滑动时间窗,不断获得多个R波峰点。

[0036] 步骤S220:基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则,分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据;

[0037] 所述多种预设的特征提取规则包括:RR间期均值规则、RR间期标准差规则、RR间期变异系数规则、心率恢复指标规则、相邻RR间期差的均方根规则、第一相邻RR间期差占百分比规则、低频区信号分量指标规则、高频区信号分量指标规则、低频与高频区信号分量指标的比率规则、平均涨落规则、相对涨落规则、相对最大涨落规则、第二相邻RR间期差占百分比规则、RR间期序列的峰值和谷值的个数规则中的多种规则。

[0038] 考虑到运动后6分钟内是自主神经恢复的关键期,RR间期时间序列按照6分钟时间内的跳动数取经验值,比如800个RR间期。提取的特征种类均用于描述运动恢复期内,心率在特定阶段的总体水平、心率在特定阶段的恢复情况、心率在特定阶段的涨落情况、以及是否出现心律失常的指标显示。

[0039] RR间期均值规则为RR间期时间序列的均值计算规则。根据所述均值计算规则计算所述心电数据对应的RR间期时间序列的均值,获得RR间期时间序列对应的均值。例如,选择所述心电数据对应的RR间期时间序列中的800个间隔,将800个RR间期按出现时间的早晚依次分为4段,则每一段数据分别可计算得到对应的均值,记为 m_i , $i=1,2,3,4$ 。它们分别表征了对应时间段内的心率总体水平。

[0040] RR间期标准差规则为RR间期时间序列的标准差计算规则。根据所述标准差计算规则计算所述心电数据对应的RR间期时间序列的标准差,获得RR间期时间序列对应的标准差。例如,基于RR间期均值规则,在得到了每一段数据分别可计算得到对应的均值之后,每一段数据分别可计算得到对应的标准差,分别表征了对应时间内心率的变异。

[0041] RR间期变异系数规则为RR间期时间序列的变异系数计算规则。根据所述变异系数规则计算所述心电数据对应的RR间期时间序列的变异系数,获得RR间期时间序列对应的变异系数。其中,变异系数计算规则定义为标准差与均值之比。同理,获得每一段数据对应的变异系数,分别表征了对应时间内心率的相对变异。

[0042] 心率恢复指标规则包括心率恢复指标1计算规则和心率恢复指标2计算规则。

[0043] $R_j = m_i - m_1, i=2,3,4, j=1,2,3$ (1)

[0044] $R'_j = RR_{\max} - RR_{\min}, j=1,2$ (2)

[0045] 其中,公式(1)为心率恢复指标1计算规则,公式(2)为心率恢复指标2计算规则,

R'_j 是把800个RR间期分为前后两段, $RR_{\max}$ 和 $RR_{\min}$ 分别是RR间期时间序列中最大RR间期附近约5秒内的RR间期均值,以及RR间期时间序列中最小RR间期附近约5秒内的RR间期均值。根据公式(1)计算所述心电数据对应的RR间期时间序列的心率恢复指标1,获得RR间期时间序列对应的心率恢复指标1,以 R_j 表示。上述3种规则 R_1 , R_2 和 R_3 分别表征了后一时间段内心率相对于前一时间段内心率的恢复状况。根据公式(2)计算所述心电数据对应的RR间期时间序列的心率恢复指标2,获得RR间期时间序列对应的心率恢复指标2,以 R'_j 表示。 R'_j 和 R_j 分别表征了当前时间段内心率的恢复状况。

[0046] 相邻RR间期差的均方根规则为相邻RR间期差的均方根计算规则。根据均方根计算规则计算所述心电数据对应的RR间期时间序列中相邻RR间期差的均方根,获得所述RR间期时间序列对应的相邻RR间期差的均方根,以RMSD表示。它表征了呼吸性窦性心律不齐。

[0047] 第一相邻RR间期差占百分比规则为相邻RR间期差绝对值大于50毫秒的个数占总的相邻RR间期差个数的百分比计算规则。根据百分比计算规则计算所述心电数据对应的RR间期时间序列中相邻RR间期差绝对值大于50毫秒的个数占总的相邻RR间期差个数的百分比,获得RR间期时间序列对应的相邻RR间期差绝对值大于50毫秒的个数占总的相邻RR间期差个数的百分比,以pNN50表示。

[0048] 低频区信号分量指标规则为以RR间期时间序列傅立叶频谱上0-1.25%频带内的系数之和计算规则。根据所述低频区信号分量指标计算规则计算所述心电数据对应的RR间期时间序列中傅立叶频谱上0-1.25%频带内的系数之和,获得RR间期时间序列对应的低频区信号分量指标,以 c_l 表示。

[0049] 高频区信号分量指标规则为以RR间期时间序列傅立叶频谱上1.25%-5.63%频带内的系数之和计算规则。根据所述高频区信号分量指标规则计算所述心电数据对应的RR间期时间序列中傅立叶频谱上1.25%-5.63%频带内的系数之和,获得RR间期时间序列对应的高频区信号分量指标,以 c_h 表示。

[0050] 低频与高频区信号分量指标的比率规则为所述低频区信号分量指标与所述高频区信号分量指标的比率计算规则。根据所述比率计算规则计算所述心电数据对应的RR间期时间序列中所述低频区信号分量指标与所述高频区信号分量指标的比值,获得RR间期时间序列对应的低频与高频区信号分量指标的比率。

[0051] 平均涨落规则为RR间期时间序列中间隔任意 n 个RR间期的任意两个RR间期之间的平均涨落计算规则。见公式(3):

$$[0052] \quad F(n) = \sqrt{B(n' + n) - B(n')} \quad (3)$$

[0053] 公式(3)为所述RR间期时间序列中间隔任意 n 个RR间期的任意两个RR间期之间的平均涨落计算规则。 $B(n')$ 为RR间期时间序列中任意一个RR间期对应的值,则 $B(n' + n)$ 为与RR间期时间序列中所述任意一个RR间期相差了 n 个RR间期的RR间期对应的值, n 可以为1到RR间期时间序列中RR间期总数-2中的任意数值。 $F(n)$ 为多个 $B(n')$ 和 $B(n' + n)$ 之差的绝对值的平均值,即平均涨落。根据公式(3)计算所述心电数据对应的RR间期时间序列中间隔任意 n 个RR间期的任意两个RR间期之间的平均涨落获得所述RR间期时间序列间隔任意 n 个RR间期的任意两个RR间期之间的平均涨落。

[0054] 相对涨落规则为平均涨落与均值的比值计算规则。

$$[0055] \quad R_F(n) = \frac{F(n)}{m} \quad (4)$$

[0056] 公式(4)为平均涨落与均值的比值计算规则。 m 是RR间期时间序列的均值, $F(n)$ 为平均涨落, $R_F(n)$ 为相对涨落。根据公式(4)计算所述心电数据对应的RR间期时间序列中平均涨落与均值的比值,获得所述RR间期时间序列的相对涨落。相对涨落用来衡量在当前心率水平下,心率的相对涨落。

[0057] 相对最大涨落规则为公式(5):

$$[0058] \quad F'_{\max} = \frac{\max(F(n))}{F(1)} \quad (5)$$

[0059] 公式(5)中, $F'_{\max}$ 为相对最大涨落, $\max(F(n))$ 为所述RR间期时间序列中间隔任意 n 个RR间期的任意两个RR间期之间的平均涨落的最大值, $F(1)$ 为所述RR间期时间序列中间隔任意1个RR间期的任意两个RR间期之间的平均涨落。根据公式(5)计算所述心电数据对应的RR间期时间序列中的相对最大涨落,获得所述RR间期时间序列的相对最大涨落。

[0060] 第二相邻RR间期差占百分比规则为由早搏心跳引起的pNN50,以pNN50_p表示。因早搏引起前一RR间期的显著缩短和后一RR间期的显著变长,导致相邻RR间期差大于50毫秒。该指标与pNN50有显著区别,专用于检测运动恢复期内是否出现了早搏的异常状况。

[0061] RR间期序列的峰值和谷值的个数规则为RR间期序列中的峰值和谷值的个数计算规则。根据所述个数计算规则计算所述心电数据对应的RR间期序列中的峰值和谷值的个数,获得所述RR间期序列中的峰值和谷值的个数,以 N_p 表示。该指标用于衡量RR间期上升和下降的总折返次数。

[0062] 步骤S230:从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集,并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类,输出分类结果,以获得所述用户运动后自主神经恢复状况。

[0063] 作为一种实施方式,所述预设的分类器为二分类分类器。优选地,所述二分类分类器为朴素贝叶斯分类器、支持向量机分类器或 k 最近邻分类器。

[0064] 例如,所述用户的心电数据的分类结果可以为正常恢复或恢复异常缓慢。若基于多组运动后心电数据,检测到自主神经异常或缓慢恢复,则用户应该考虑调节运动强度,选择合适的运动种类或运动时间。

[0065] 为了获取预设的分类器,在步骤S230之前,所述方法还可以包括:

[0066] 获取样本人群中多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号和多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号;

[0067] 基于所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号和多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号以及预设的RR间期序列计算规则,分别获得所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列、所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列;

[0068] 为了获取多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号和多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号,形成具有两类数据子集的大样本心电数据集,对大样本人群进行运动后心电信号的数据采集。比如,对28名被试进行为期3个月的有氧运动监测,要求被试每周进行2-4次慢跑,每次慢跑持续时间30-45分钟,每次跑步结束后立即进行心电

数据采集。跑步速度在被试可耐受范围内,但跑步过程中应具有明显的心动过速,以维持跑步过程中身体的需氧量。在3个月的监测期内,每周监测一次被试的静息态心电。

[0069] 3个月的数据采集期结束后,根据被试运动后自主神经恢复状况,将被试的运动后心电信号归入自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号数据集和自主神经正常恢复的第二心电信号数据集。自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号数据集中的数据,既包括出现早搏异常现象,也包括单纯的副交感神经夺获缓慢和交感神经退让缓慢现象,如图3和图4所示,图3中的A1表示运动后心脏出现早搏而引起的异常心电信号,A2为A1对应的RR间期序列;图4中的A3为运动后副交感神经重新夺获缓慢和交感神经退让缓慢对应的心电,A4为A3对应的RR间期序列。自主神经正常恢复的第二心电信号数据集中的数据,则没有上述的异常恢复现象,如图5所示,图5中的A5为运动后自主神经正常恢复的心电,A6为A5对应的RR间期序列,例如800个RR间期。结合图3、图4和图5,可见在运动后约2分钟快速恢复期内,副交感神经明显的重新夺获,导致RR间期变长,即心率变慢,以及交感与副交感神经的竞争中出现的RR间期序列在较小时间尺度上的较大涨落。在本实施例中,共收集到9名被试的69条自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号,构成数据子集1;共收集到另外9名被试的93条自主神经正常恢复的第二心电信号,构成数据子集2。从每条心电信号中获得对应的RR间期序列的方法与前述相应内容一致,这里不再赘述。

[0070] 进一步地,基于所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列、所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则,分别获得所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据和所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据;

[0071] 将所有第一心电信号和第二心电信号记录对应的RR间期时间序列统一取为相同长度的数据向量;再按照前述相应的内容提取各自对应的多种特征数据,这里不再赘述。

[0072] 将所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据和所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据作为分类器的训练数据,训练所述分类器,以此获取预设的分类器。

[0073] 将数据样本表示为以RR间期时间序列的特征为分量的数据向量,数据向量的每一个分量即为一个RR间期特征。在本实施例中,每条第一心电信号和第二心电信号均对应获得了219种特征数据。考虑到模式分类器种类繁多,不同分类器由于分类准则的不同,在分类中使用到的起关键分类识别作用的RR间期特征子集也不同,因此,模式分类器训练过程中使用特征选择,比如使用后向选择算法,来选出对特定模式分类器而言最优的RR间期特征子集。此处以三种分类器为例进行说明:朴素贝叶斯(Naïve Bayes, NB),支持向量机(Support Vector Machine, SVM)和k最近邻(k-nearest neighbor, KNN)。

[0074] 用于举例说明的数据集是前述获得的数据子集1和数据子集2。在后向选择的过程中,使用错误率作为特征子集的评价函数,而错误率从50次的5折交叉验证中得到。5折交叉验证是将数据子集1和2分别留出1/5作为测试集,剩下的4/5用来训练分类器。训练集和测试集每次都从原始数据集中随机抽取,进行50次有放回随机抽样。用每一次测试错误样本数量的累加除以总的测试样本数来计算错误率。后向特征选择过程如图6所示,对于朴素贝

叶斯 (Naïve Bayes, NB), 支持向量机 (Support Vector Machine, SVM) 和k最近邻 (k-nearest neighbor, KNN) 三种分类器而言, 评价函数起初均随着特征选择次数的增加而下降, 到200次左右时, 评价函数上升, 此时获得各分类器对应的最佳特征子集。三种分类器的最优特征子集及对应的交叉验证真阳性率和真阴性率如图7所示, 支持向量机的结果更好, 优选地, 预设的分类器可以为预先训练好的支持向量机分类器。

[0075] 本实施例提供的自主神经恢复检测方法可实现随时随地的运动后自主神经恢复状况监测, 而无需用户具备任何运动训练相关的专业知识。若运动后多次检测到自主神经异常或缓慢恢复, 则用户应该考虑调节运动强度, 选择合适的运动种类或运动时间。

[0076] 本发明实施例提供的一种自主神经恢复检测方法, 通过获取用户运动恢复期间的心电数据; 基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则, 获得所述心电数据对应的RR间期时间序列; 再基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则, 分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据; 从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集, 并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类, 输出分类结果, 以获得所述用户运动后自主神经恢复状况, 实现了检测用户运动后自主神经恢复状况, 而无需用户具备任何运动训练相关的专业知识, 提升了用户的体验。

[0077] 第二实施例

[0078] 请参阅图8, 本发明实施例提供了一种自主神经恢复检测装置300, 所述装置300包括样本数据获取单元310、样本序列获得单元320、样本特征获得单元330、分类器获得单元340、第一获取单元350、序列获得单元360、特征获得单元370和分类单元380。

[0079] 样本数据获取单元310, 用于获取样本人群中多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号和多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号。

[0080] 样本序列获得单元320, 用于基于所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号和多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号以及预设的RR间期序列计算规则, 分别获得所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列、所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列。

[0081] 样本特征获得单元330, 用于基于所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列、所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则, 分别获得所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据和所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据。

[0082] 分类器获得单元340, 用于将所述多条运动后自主神经恢复异常缓慢的第一心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据和所述多条运动后自主神经正常恢复的第二心电信号各自对应的RR间期时间序列各自对应的多种特征数据作为分类器的训练数据, 训练所述分类器, 以此获取预设的分类器。

[0083] 预设的分类器为二分类分类器。所述二分类分类器为朴素贝叶斯分类器、支持向量机分类器或k最近邻分类器。

[0084] 第一获取单元350, 用于获取用户运动恢复期间的心电数据。

[0085] 序列获得单元360,用于基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则,获得所述心电数据对应的RR间期时间序列。

[0086] 作为一种实施方式,序列获得单元360可以包括去除子单元361、定位子单元362、RR间期获得子单元363和序列获得子单元364。

[0087] 去除子单元361,用于对所述心电数据去除基线漂移。

[0088] 定位子单元362,用于基于预设的滑动时间窗以及去除基线漂移后的心电数据,获得所述滑动时间窗内的心电数据并定位所述滑动时间窗内的心电数据的最大值点作为R波峰点,以得到多个R波峰点。

[0089] RR间期获得子单元363,用于从所述多个R波峰点中,将相邻两个R峰点之间的时间间隔作为一个RR间期,以获得所述去除基线漂移后的心电数据对应的多个RR间期。

[0090] 序列获得子单元364,用于将所述多个RR间期按照时间先后顺序排列,获得所述去除基线漂移后的心电数据对应的RR间期时间序列。

[0091] 特征获得单元370,用于基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则,分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据。

[0092] 所述多种预设的特征提取规则包括:RR间期均值规则、RR间期标准差规则、RR间期变异系数规则、心率恢复指标规则、相邻RR间期差的均方根规则、第一相邻RR间期差占百分比规则、低频区信号分量指标规则、高频区信号分量指标规则、低频与高频区信号分量指标的比率规则、平均涨落规则、相对涨落规则、相对最大涨落规则、第二相邻RR间期差占百分比规则、RR间期序列的峰值和谷值的个数规则中的多种规则。

[0093] 分类单元380,用于从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集,并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类,输出分类结果,以获得所述用户运动后自主神经恢复状况。

[0094] 以上各单元可以是由软件代码实现,此时,上述的各单元可存储于存储器110内。以上各单元同样可以由硬件例如集成电路芯片实现。

[0095] 本发明实施例提供的自主神经恢复检测装置300,其实现原理及产生的技术效果和前述方法实施例相同,为简要描述,装置实施例部分未提及之处,可参考前述方法实施例中相应内容。

[0096] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的装置和方法,也可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的装置、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一部分,所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意,在有些作为替换的实现方式中,方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如,两个连续的方框实际上可以基本并行地执行,它们有时也可以按相反的顺序执行,这依所涉及的功能而定。也要注意的,框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0097] 另外,在本发明各个实施例中的各功能模块可以集成在一起形成一个独立的部分,也可以是各个模块单独存在,也可以两个或两个以上模块集成形成一个独立的部分。

[0098] 所述功能如果以软件功能模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0099] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。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。应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

[0100] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应所述以权利要求的保护范围为准。

[0101] 需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

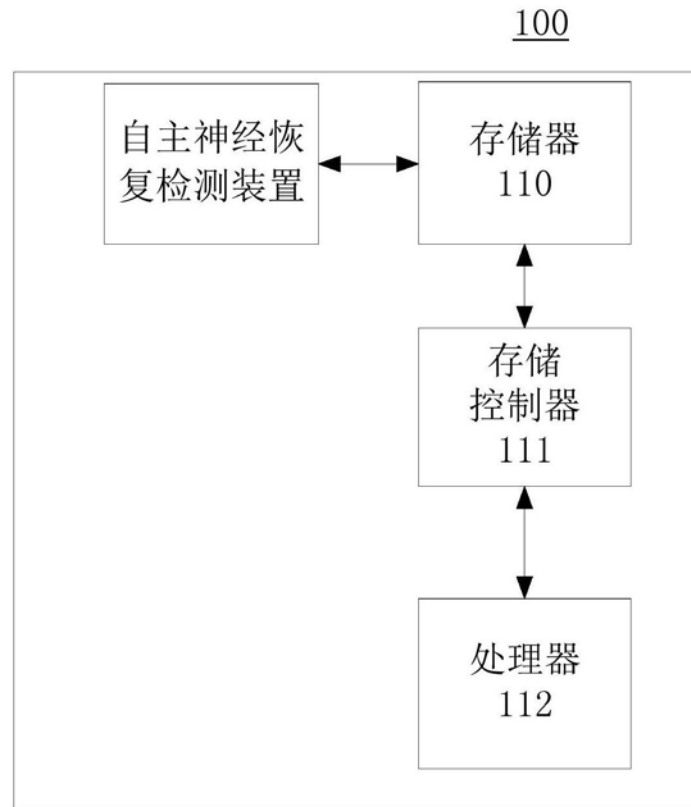


图1

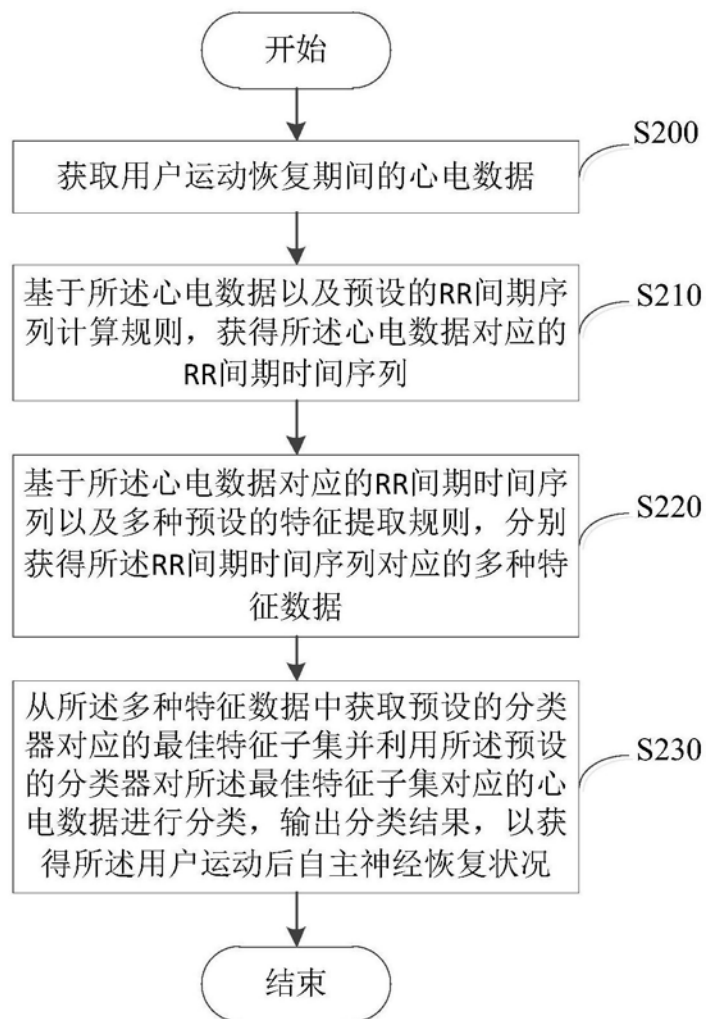


图2

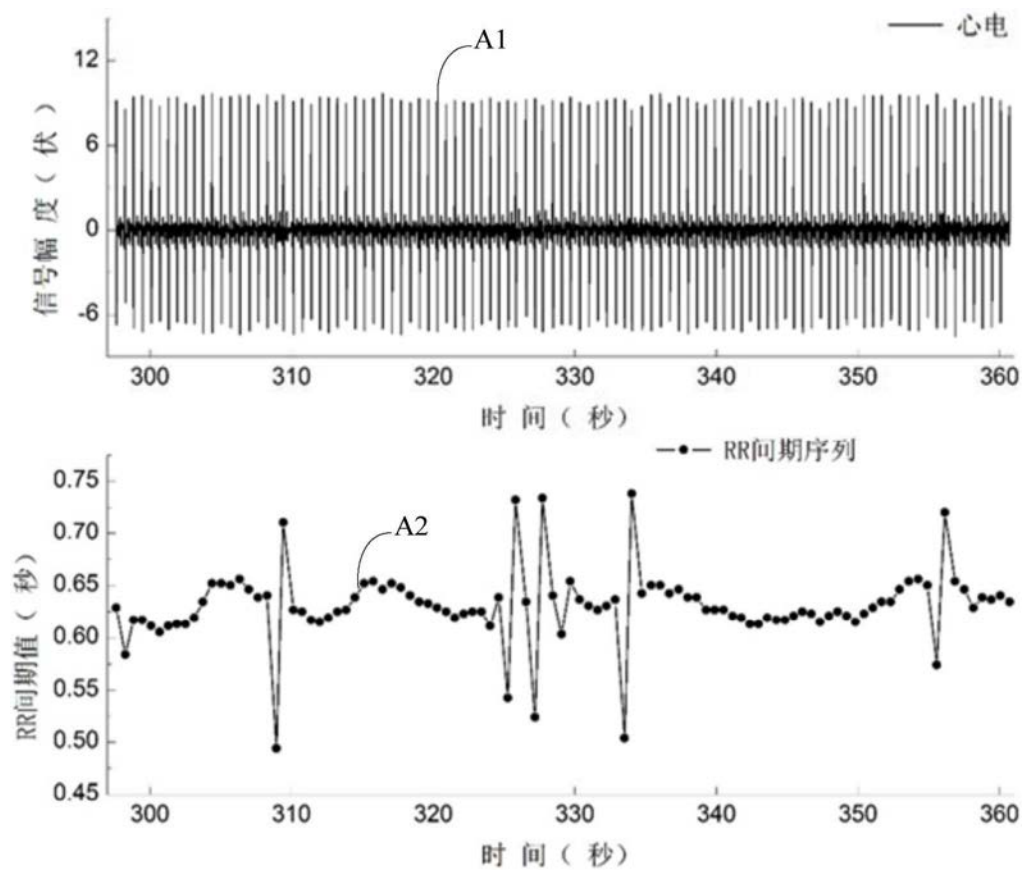


图3

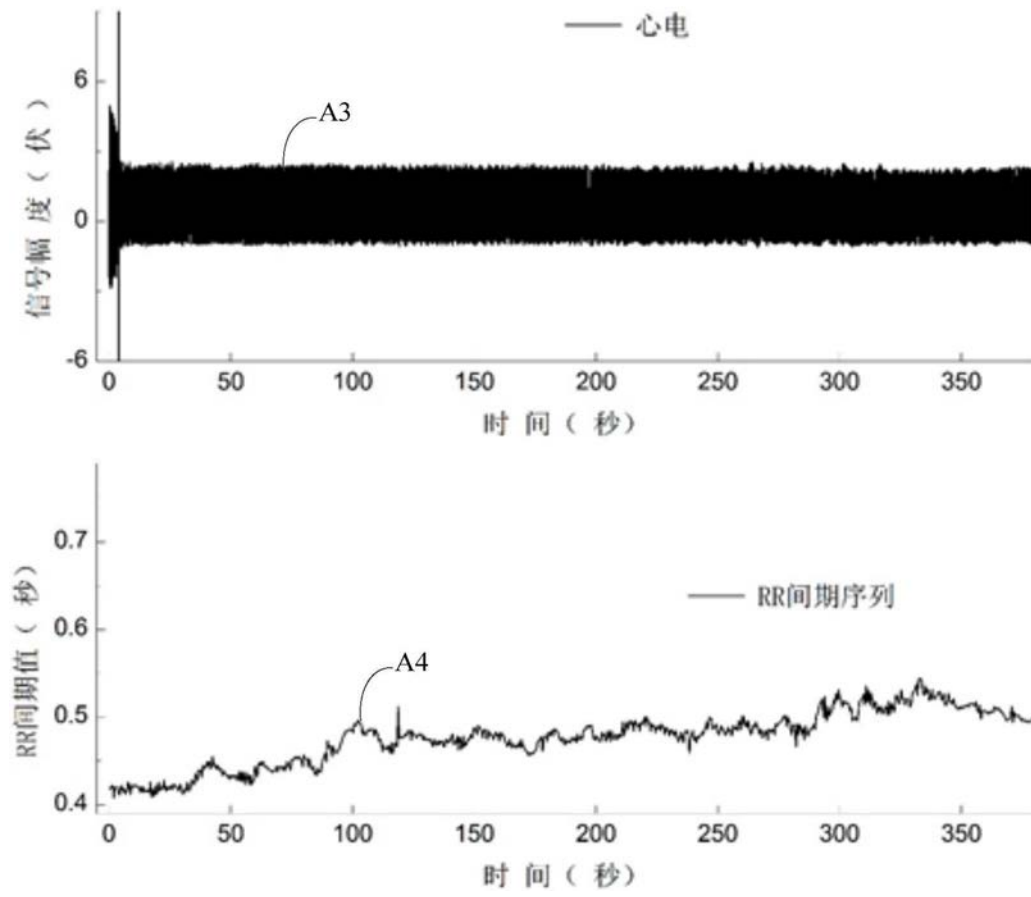


图4

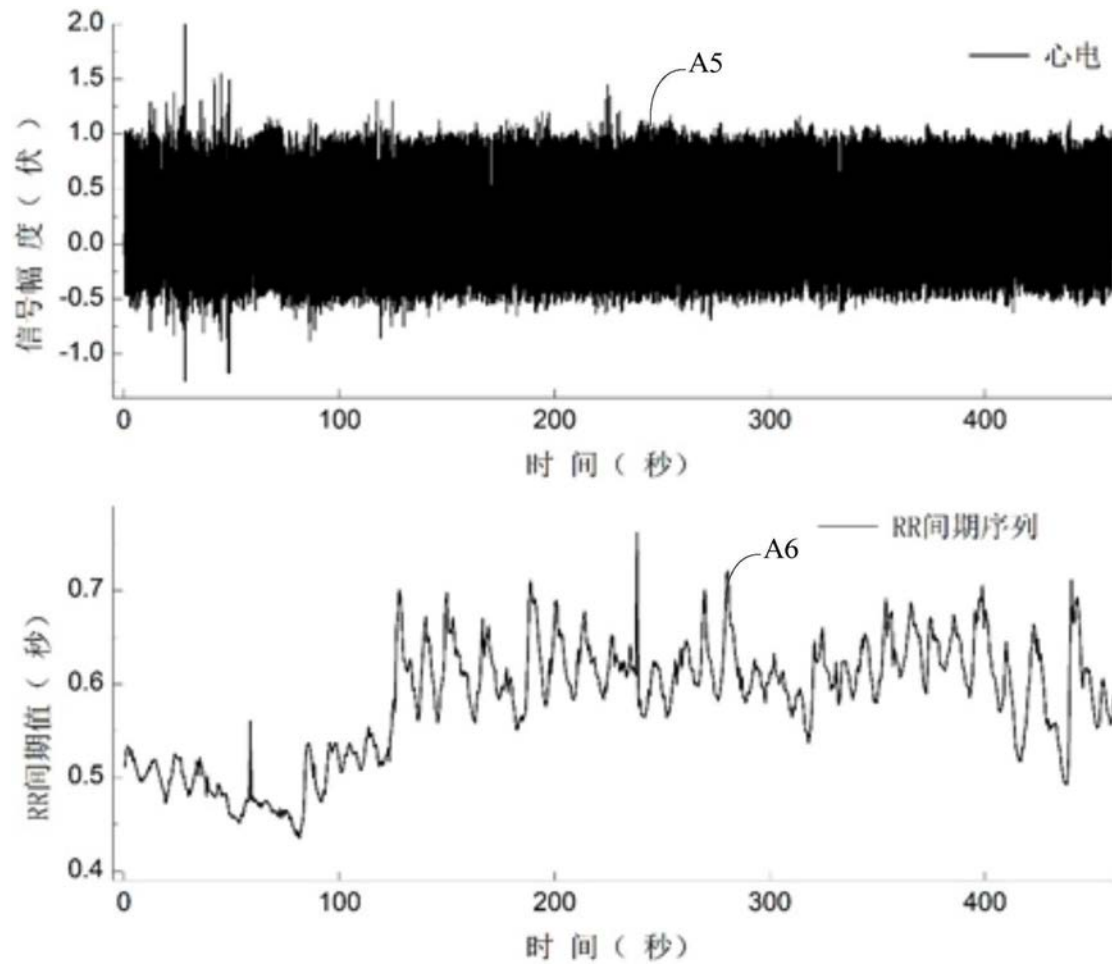


图5

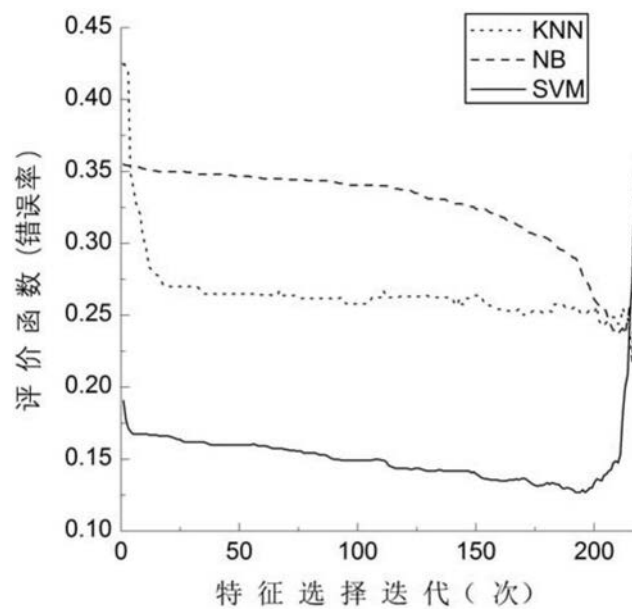


图6

分类器	真阳性率	真阴性率	最优特征子集
NB	68.49% (476/695)	82.33% (745/905)	$R_F(79), c_h, R'_1, m_3, m_4, R_4, \text{pNN50_p}$
SVM	92.09% (640/695)	82.65% (748/905)	$F(2), F(6), F(79), R_F(1), R_F(2), R_F(6),$ $R_F(7), R_F(29), R_F(32), R_F(51),$ $R_F(55), R_F(58), R_F(78), R_F(99),$ $R_F(100), c_h, c_l, m_2, R_3, F'_{\max}, \text{RMSD}, \text{Np}$
KNN	72.66% (505/695)	82.65% (748/905)	$R_F(77), R'_1, m_1, \text{pNN50}$

图7

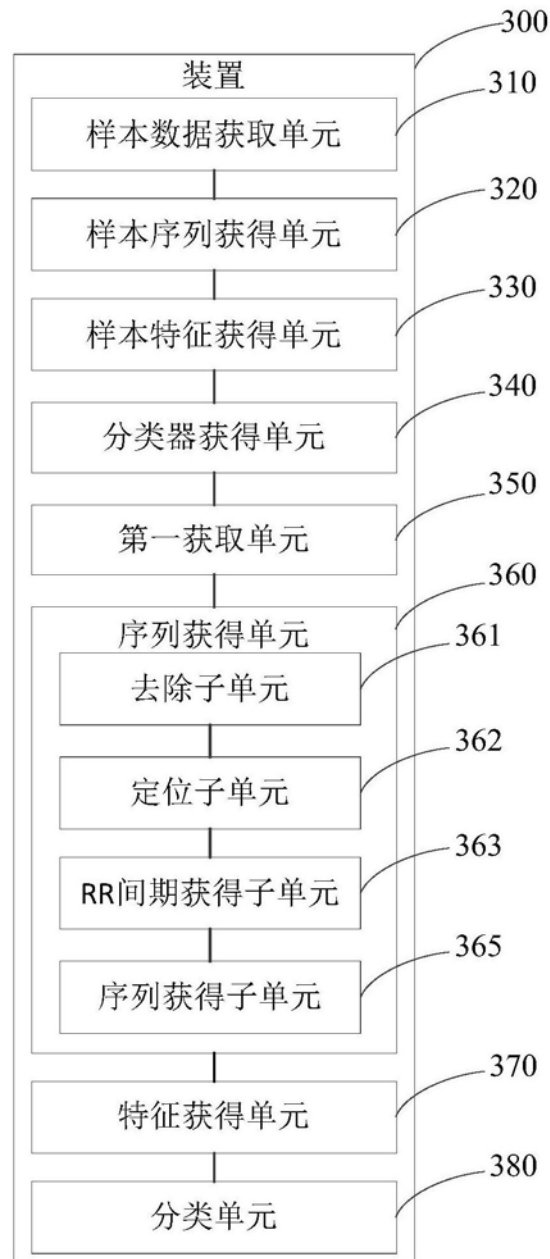


图8

专利名称(译)	自主神经恢复检测方法、装置及电子设备		
公开(公告)号	CN107137077A	公开(公告)日	2017-09-08
申请号	CN201710449633.4	申请日	2017-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	西南大学		
申请(专利权)人(译)	西南大学		
当前申请(专利权)人(译)	西南大学		
[标]发明人	温万惠 刘光远		
发明人	温万惠 刘光远		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/0456 A61B5/00 G06K9/62		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/0456 A61B5/7225 A61B5/7267 G06K9/6227 G06K9/6256		
代理人(译)	王术兰		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种自主神经恢复检测方法、装置及电子设备，涉及医疗电子技术领域。所述方法通过获取用户运动恢复期间的心电数据；基于所述心电数据以及预设的RR间期序列计算规则，获得所述心电数据对应的RR间期时间序列；再基于所述心电数据对应的RR间期时间序列以及多种预设的特征提取规则，分别获得所述RR间期时间序列对应的多种特征数据；从所述多种特征数据中获取与预设的分类器对应的最佳特征子集，并利用所述预设的分类器对所述最佳特征子集对应的心电数据进行分类，输出分类结果，以获得所述用户运动后自主神经恢复状况。实现了检测用户运动后自主神经恢复状况，而无需用户具备任何运动训练相关的专业知识，提升了用户的体验。

