



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107374616 A

(43)申请公布日 2017. 11. 24

(21)申请号 201710726308.8

(22)申请日 2017.08.22

(71)申请人 京东方科技集团股份有限公司
地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号

(72)发明人 陈雪

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225
代理人 黄威 喻嵘

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0245(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0452(2006.01)

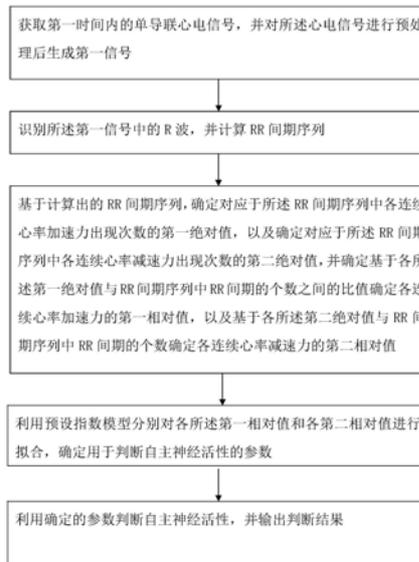
权利要求书3页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

一种自主神经活性的判断方法、设备和心电监测设备

(57)摘要

本发明提供了一种自主神经活性的判断方法、设备和心电监测设备,所述方法包括:获取第一时间内的单导联心电信号,并对所述心电信号进行预处理后生成第一信号;识别所述第一信号中的R波,并计算RR间期序列;基于计算出的RR间期序列,确定不同的连续心率加速力与RR间期的个数之间的第一相对值,以及不同连续心率减速力与RR间期的个数之间的第二相对值;利用预设指数模型分别对各所述第一相对值和各第二相对值进行拟合,确定用于判断自主神经活性的参数;利用确定的参数判断自主神经活性,并输出判断结果。本发明实施例具有简单方便、且精度高的特点。



1. 一种自主神经活性的判断方法,其应用于自主神经活性判断设备中,并包括:
获取第一时间内的单导联心电信号,并对所述心电信号进行预处理后生成第一信号;
识别所述第一信号中的R波,并计算RR间期序列;

基于计算出的RR间期序列,确定对应于所述RR间期序列中各连续心率加速力出现次数的第一绝对值,以及确定对应于所述RR间期序列中各连续心率减速力出现次数的第二绝对值,并确定基于各所述第一绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率加速力的第一相对值,以及基于各所述第二绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率减速力的第二相对值;

利用预设指数模型分别对各所述第一相对值和各第二相对值进行拟合,确定用于判断自主神经活性的参数;

利用确定的参数判断自主神经活性,并输出判断结果。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述获取第一时间内的单导联心电信号包括:

按照预设频率采集第二时间内的单导联心电信号;

从所述第二时间内获取第一时间的平稳单导联心电信号;

其中,所述第一时间小于第二时间。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述对所述心电信号进行预处理后生成第一信号包括:

利用预设滤波器对所述心电信号进行滤波处理;其中,所述预设滤波器包括8阶带通巴特沃斯滤波器。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述识别所述第一信号中的R波包括:

分别获取所述第一信号的一阶差分信号和二阶差分信号;

按照预设长度将所述二阶差分信号分成多个第一信号区间,并基于各第一信号区间的极小值均值的一半确定二阶差分信号的第一门限;

按照所述预设长度将所述第一信号分成多个第二信号区间,并基于各第二信号区间的极大值和极小值之间差值的平均值确定第一信号的第二门限;

利用所述第一门限获取所述二阶差分信号各第一信号区间的极小值,并利用各第一信号区间的极小值所对应的数据点获取在第一信号中对应的极大值;

基于各极大值确定R波。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中,所述计算RR间期序列包括:

基于确定的R波之间的时间计算所述RR间期序列。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述利用预设指数模型分别对各所述第一相对值和各第二相对值进行拟合,确定用于判断自主神经活性的参数包括:

利用预设指数模型对各连续心率加速力的第一相对值进行拟合确定用于判断交感神经活性的第一参数;

利用预设指数模型对各连续心率减速力的第二相对值进行拟合确定用于判断迷走神经活性的第二参数。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中,所述利用确定的参数判断自主神经活性包括:

利用所述第一参数判断交感神经活性为兴奋、抑制或者正常;

以及利用所述第二参数判断迷走神经活性为兴奋、抑制或者正常。

8. 一种自主神经活性判断设备,其应用如权利要求1-7中任意一项所述的一种自主神经活性的判断方法,并且包括:

预处理模块,其配置为获取第一时间内的单导联心电信号,并对所述心电信号进行预处理后生成第一信号;

识别模块,其配置为识别所述第一信号中的R波,并计算RR间期序列;

处理模块,其配置为基于计算出的RR间期序列,确定对应于所述RR间期序列中各连续心率加速力出现次数的第一绝对值,以及确定对应于所述RR间期序列中各连续心率减速力出现次数的第二绝对值,并确定基于各所述第一绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率加速力的第一相对值,以及基于各所述第二绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率减速力的第二相对值;并利用预设指数模型分别对各所述第一相对值和各第二相对值进行拟合,确定用于判断自主神经活性的参数;以及利用确定的参数判断自主神经活性,并输出判断结果。

9. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述预处理模块按照预设频率采集第二时间内的单导联心电信号,并从所述第二时间内获取第一时间的平稳单导联心电信号;其中,所述第一时间小于第二时间。

10. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述预处理模块包括滤波器,其配置为通过对所述心电信号进行滤波处理进行所述预处理;其中,所述滤波器包括8阶带通巴特沃斯滤波器。

11. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述识别模块配置为获取所述第一信号的一阶差分信号和二阶差分信号;

按照预设长度将所述二阶差分信号分成多个第一信号区间,并基于各第一信号区间的极小值均值的一半确定二阶差分信号的第一门限;

按照所述预设长度将所述第一信号分成多个第二信号区间,并基于各第二信号区间的极大值和极小值之间差值的平均值确定第一信号的第二门限;

利用所述第一门限获取所述二阶差分信号各第一信号区间的极小值,并利用各第一信号区间的极小值所对应的数据点获取在第一信号中对应的极大值;

基于各极大值确定R波。

12. 根据权利要求10所述的设备,其中,所述识别模块进一步配置为基于确定的R波之间的时间计算所述RR间期序列。

13. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述处理模块进一步配置为利用预设指数模型对各连续心率加速力的第一相对值进行拟合确定用于判断交感神经活性的第一参数;

利用预设指数模型对各连续心率减速力的第二相对值进行拟合确定用于判断迷走神经活性的第二参数。

14. 根据权利要求13所述的设备,其中,所述处理器配置为利用所述第一参数判断交感神经活性为兴奋、抑制或者正常;

以及利用所述第二参数判断为迷走神经活性为兴奋、抑制或者正常。

15. 一种心电监测设备,其包括如权利要求8-14中任意一项所述的自主神经活性判断设备;还包括:

心电信号获取模块,其配置为获取用户的心电信号,并将所述心电信号传输至所述自

主神经活性判断设备进行自主神经活性的判断；

输出模块,其配置为接收所述自主神经活性判断设备的判断结果,并输出展示所述判断结果。

一种自主神经活性的判断方法、设备和心电监测设备

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及自主神经活性判断领域,特别涉及一种自主神经活性的判断方法、设备和心电监测设备。

背景技术

[0002] 心率指心搏间期的拍拍波动,对维持人体内环境稳定具有重要意义,研究发现各种心血管疾病如心力衰竭、高血压、糖尿病等都与心率波动的异常相关,反映这些患者的自主神经功能存在异常。

[0003] 传统方法多使用一段时间心率波动的功率谱来判断自主神经功能,但频谱分析是基于线性假设,近来的观点趋向认为自主神经调控是一种非线性的现象,因此单纯反映交感神经或者迷走神经功能的指标因为能够更简化的描述生理状态,受到越来越多的关注。

发明内容

[0004] 本发明实施例提供了一种利用连续心率加速力和减速力来判断神经功能活性的自主神经活性的判断方法、设备和心电监测设备。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明实施例提供了如下的技术方案:

[0006] 一种自主神经活性的判断方法,其应用于自主神经活性判断设备中,并包括:

[0007] 获取第一时间内的单导联心电信号,并对所述心电信号进行预处理后生成第一信号;

[0008] 识别所述第一信号中的R波,并计算RR间期序列;

[0009] 基于计算出的RR间期序列,确定对应于所述RR间期序列中各连续心率加速力出现次数的第一绝对值,以及确定对应于所述RR间期序列中各连续心率减速力出现次数的第二绝对值,并确定基于各所述第一绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率加速力的第一相对值,以及基于各所述第二绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率减速力的第二相对值;

[0010] 利用预设指数模型分别对各所述第一相对值和各第二相对值进行拟合,确定用于判断自主神经活性的参数;

[0011] 用确定的参数判断自主神经活性,并输出判断结果。

[0012] 其中,所述获取第一时间内的单导联心电信号包括:

[0013] 按照预设频率采集第二时间内的单导联心电信号;

[0014] 从所述第二时间内获取第一时间的平稳单导联心电信号;

[0015] 其中,所述第一时间小于第二时间。

[0016] 其中,所述对所述心电信号进行预处理后生成第一信号包括:

[0017] 利用预设滤波器对所述心电信号进行滤波处理;其中,所述预设滤波器包括8阶带通巴特沃斯滤波器。

[0018] 其中,所述识别所述第一信号中的R波包括:

- [0019] 分别获取所述第一信号的一阶差分信号和二阶差分信号；
- [0020] 按照预设长度将所述二阶差分信号分成多个第一信号区间，并基于各第一信号区间的极小值均值的一半确定二阶差分信号的第一门限；
- [0021] 按照所述预设长度将所述第一信号分成多个第二信号区间，并基于各第二信号区间的极大值和极小值之间差值的平均值确定第一信号的第二门限；
- [0022] 利用所述第一门限获取所述二阶差分信号各第一信号区间的极小值，并利用各第一信号区间的极小值所对应的数据点获取在第一信号中对应的极大值；
- [0023] 基于各极大值确定R波。
- [0024] 其中，所述计算RR间期序列包括：
- [0025] 基于确定的R波之间的时间计算所述RR间期序列。
- [0026] 其中，所述利用预设指数模型分别对各所述第一相对值和各第二相对值进行拟合，确定用于判断自主神经活性的参数包括：
- [0027] 利用预设指数模型对各连续心率加速力的第一相对值进行拟合确定用于判断交感神经活性的第一参数；
- [0028] 利用预设指数模型对各连续心率减速力的第二相对值进行拟合确定用于判断迷走神经活性的第二参数。
- [0029] 其中，所述方法还包括：
- [0030] 利用所述第一参数判断交感神经活性为兴奋、抑制或者正常；
- [0031] 以及利用所述第二参数判断为迷走神经活性为兴奋、抑制或者正常。
- [0032] 一种自主神经活性判断设备，其应用如上所述的一种自主神经活性的判断方法，并且包括：
- [0033] 预处理模块，其配置为获取第一时间内的单导联心电信号，并对所述心电信号进行预处理后生成第一信号；
- [0034] 识别模块，其配置为识别所述第一信号中的R波，并计算RR间期序列；
- [0035] 处理模块，其配置为基于计算出的RR间期序列，确定对应于所述RR间期序列中各连续心率加速力出现次数的第一绝对值，以及确定对应于所述RR间期序列中各连续心率减速力出现次数的第二绝对值，并确定基于各所述第一绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率加速力的第一相对值，以及基于各所述第二绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率减速力的第二相对值；并利用预设指数模型分别对各所述第一相对值和各第二相对值进行拟合，确定用于判断自主神经活性的参数；以及利用确定的参数判断自主神经活性，并输出判断结果。
- [0036] 其中，所述预处理模块按照预设频率采集第二时间内的单导联心电信号，并从所述第二时间内获取第一时间的平稳单导联心电信号；其中，所述第一时间小于第二时间。
- [0037] 其中，所述预处理模块包括滤波器，其配置为通过对所述心电信号进行滤波处理进行所述预处理；其中，所述滤波器包括8阶带通巴特沃斯滤波器。
- [0038] 其中，所述识别模块配置为获取所述第一信号的一阶差分信号和二阶差分信号；
- [0039] 按照预设长度将所述二阶差分信号分成多个第一信号区间，并基于各第一信号区间的极小值均值的一半确定二阶差分信号的第一门限；
- [0040] 按照所述预设长度将所述第一信号分成多个第二信号区间，并基于各第二信号区

间的极大值和极小值之间差值的平均值确定第一信号的第二门限；

[0041] 利用所述第一门限获取所述二阶差分信号各第一信号区间的极小值，并利用各第一信号区间的极小值所对应的数据点获取在第一信号中对应的极大值；

[0042] 基于各极大值确定R波

[0043] 其中，所述识别模块进一步配置为基于确定的R波之间的时间计算所述RR间期序列。

[0044] 其中，所述处理模块进一步配置为利用预设指数模型对各连续心率加速力的第一相对值进行拟合确定用于判断交感神经活性的第一参数；

[0045] 利用预设指数模型对各连续心率减速力的第二相对值进行拟合确定用于判断迷走神经活性的第二参数。

[0046] 其中，所述处理器配置为利用所述第一参数判断交感神经活性为兴奋、抑制或者正常；

[0047] 以及利用所述第二参数判断为迷走神经活性为兴奋、抑制或者正常。

[0048] 一种心电监测设备，其包括如上所述的自主神经活性判断设备；还包括：

[0049] 心电信号获取模块，其配置为获取用户的心电信号，并将所述心电信号传输至所述自主神经活性判断设备进行自主神经活性的判断；

[0050] 输出模块，其配置为接收所述自主神经活性判断设备的判断结果，并输出展示所述判断结果。

[0051] 与现有技术相比，本发明实施例具有如下的有益效果：

[0052] 1、本发明采用的方法避免频谱分析所基于的线性假设，仅仅通过心率变化的微结构来判断自主神经功能，方法简单且精度较高；

[0053] 2、本发明实施例中采用的判断参数不局限于单个参数，通过分析连续心率加速力和连续心率减速力的分布特征来判断自主神经功能，精度较高。

附图说明

[0054] 图1为本发明实施例中的一种自主神经活性的判断方法的原理流程图；

[0055] 图2为本发明实施例中识别所述第一信号中的R波的原理流程图；

[0056] 图3为本发明实施例中连续心率加速力和连续心率减速力的示意图；

[0057] 图4为本发明实施例中的一种自主神经活性判断设备的原理结构图；

[0058] 图5为本发明实施例中的一种心电监测设备的原理结构图。

具体实施方式

[0059] 下面，结合附图对本发明的具体实施例进行详细的描述，但不作为本发明的限定。

[0060] 应理解的是，可以对此处公开的实施例做出各种修改。因此，上述说明书不应该视为限制，而仅是作为实施例的范例。本领域的技术人员将想到在本公开的范围和精神内的其他修改。

[0061] 包含在说明书中并构成说明书的一部分的附图示出了本公开的实施例，并且与上面给出的对本公开的大致描述以及下面给出的对实施例的详细描述一起用于解释本公开的原理。

[0062] 通过下面参照附图对给定为非限制性实例的实施例的优选形式的描述,本发明的这些和其它特性将会变得显而易见。

[0063] 还应当理解,尽管已经参照一些具体实例对本发明进行了描述,但本领域技术人员能够确定地实现本发明的很多其它等效形式,它们具有如权利要求所述的特征并因此都位于借此所限定的保护范围内。

[0064] 当结合附图时,鉴于以下详细说明,本公开的上述和其他方面、特征和优势将变得更为显而易见。

[0065] 此后参照附图描述本公开的具体实施例;然而,应当理解,所公开的实施例仅仅是本公开的实例,其可采用多种方式实施。熟知和/或重复的功能和结构并未详细描述以避免不必要或多余的细节使得本公开模糊不清。因此,本文所公开的具体的结构性和功能性细节并非意在限定,而是仅仅作为权利要求的基础和代表性基础用于教导本领域技术人员以实质上任意合适的详细结构多样地使用本公开。

[0066] 本说明书可使用词组“在一种实施例中”、“在另一个实施例中”、“在又一实施例中”或“在其他实施例中”,其均可指代根据本公开的相同或不同实施例中的一个或多个。

[0067] 下面,结合附图详细的说明本发明实施例,本发明实施例提供了一种自主神经活性的判断方法,该方法可以应用于自主神经活性判断设备中,如心电监测设备中,该方法利用获取的连续心率加速力和连续心率减速力来判断自主神经功能活性,该过程中无需采用频谱分析所基于的线性假设,仅仅通过心率变化的微结构来判断自主神经功能,方法简单且精度较高。

[0068] 如图1所示,为本发明实施例中的一种自主神经活性的判断方法的原理流程图,其中可以包括:

[0069] 获取第一时间内的单导联心电信号,并对所述心电信号进行预处理后生成第一信号;

[0070] 识别所述第一信号中的R波,并计算RR间期序列;

[0071] 基于计算出的RR间期序列,确定对应于所述RR间期序列中各连续心率加速力出现次数的第一绝对值,以及确定对应于所述RR间期序列中各连续心率减速力出现次数的第二绝对值,并确定基于各所述第一绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率加速力的第一相对值,以及基于各所述第二绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率减速力的第二相对值;

[0072] 利用预设指数模型分别对各所述第一相对值和各第二相对值进行拟合,确定用于判断自主神经活性的参数;

[0073] 利用确定的参数判断自主神经活性,并输出判断结果。

[0074] 本发明实施例所提供的自主神经活性的判断方法可以应用在自主神经活性的判断设备中,如可以应用在心电监测设备中。另外,本发明实施例中的自主神经活性的判断设备可以集成在智能手环或者其他心电监测仪等设备中,从而实现设备的多功能化且更加方便用户的使用,也可以作为单独的设备使用。

[0075] 自主神经活性的判断设备可以获取用户的单导联心电信号时,并采集其中第一时间内的单导联心电信号,对该采集的心电信号进行预处理后生成第一信号。本发明实施例即可以利用生成的第一信号分析心电信号在持续周期内不同的连续加速力和减速力,从而

确定并输出能够判断自主神经功能活性的参数以及判断结果。

[0076] 具体的,本发明实施例中所述获取第一时间内的单导联心电信号包括:

[0077] 按照预设频率采集第二时间内的单导联心电信号;

[0078] 从所述第二时间内获取第一时间的平稳单导联心电信号;

[0079] 其中,所述第一时间小于第二时间。

[0080] 即,在自主神经活性的判断设备中可以包括预处理模块,该预处理模块可以按照预设频率从获取的心电信号中采集第二时间范围的单联导心电信号,为了提高判断的精确性,可以从第二时间范围内获取平稳地的心电信号,如第一时间范围的平稳单导联心电信号。例如,本发明实施例中的预设频率 f_s 可以为256HZ,第二时间可以大于6小时,第一时间可以小于或等于5小时。上述采样频率、第一时间和第二时间可以根据需求自行设定,本发明不限于此。

[0081] 进一步地,本发明实施例中所述对所述心电信号进行预处理后生成第一信号可以包括:利用预设滤波器对所述心电信号进行滤波处理;其中,所述预设滤波器包括8阶带通巴特沃斯滤波器,该8阶带通巴特沃斯滤波器的滤波范围为0.05-45Hz,通过该滤波操作可以去除心电信号中的工频干扰等噪声,保证了心电信号的准确性。

[0082] 另外,如图2所示,为本发明实施例中识别所述第一信号中的R波的原理流程图,其中可以包括:

[0083] 分别获取所述第一信号的一阶差分信号和二阶差分信号;

[0084] 按照预设长度将所述二阶差分信号分成多个第一信号区间,并基于各第一信号区间的极小值均值的一半确定二阶差分信号的第一门限;

[0085] 按照所述预设长度将所述第一信号分成多个第二信号区间,并基于各第二信号区间的极大值和极小值之间差值的平均值确定第一信号的第二门限;

[0086] 利用所述第一门限获取所述二阶差分信号各第一信号区间的极小值,并利用各第一信号区间的极小值所对应的数据点获取在第一信号中对应的极大值;

[0087] 基于各极大值确定R波。

[0088] 也就是说,本发明实施例可以采用差分识别的方式识别第一信号中的R波。具体过程如下:

[0089] 假设进行预处理后的第一信号为 $y(n)$, $n=1,2,\dots,l$,其中 n 表示采样点的个数, $y(n)$ 表示第一信号的强度。获取第一信号的一阶差分信号 $d(n)=y(n+1)-y(n)$,以及第一信号的二阶差分信号 $e(n)=d(n+1)-d(n)$,这里 n 表示采样的点数,即第 n 个采样点。

[0090] 其中,按照预设长度对 $e(n)$ 进行划分,求每个区间的极小值,再求各个极小值的均值,以该均值的一半作为 $e(n)$ 的极小值门限(第一门限),即:

$$[0091] \quad th_1 = 0.5 \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \min[e(i)]$$

[0092] 其中 th_1 为第一门限, k 表示极小值的个数, $\min()$ 表示最小值函数。

[0093] 同理,以预设长度对 $y(n)$ 进行划分,求出每个区间的极大值和极小值之差,再求各区间差值的平均值,以该值作为滤波信号的QRS幅度的门限值(即第二门限),即:

$$[0094] \quad th_2 = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \{ \max[y(i)] - \min[y(i)] \}$$

[0095] 其中, th_2 表示第二门限, k 表示极大值和极小值的个数, $\max()$ 表示极大值函数, $\min()$ 表示极小值函数。

[0096] 进一步地, 获取 $e(n) < th_1$ 的各个信号区间的极小值 $\min(e)$, 设其数据点位置为 $Ime(i)$, $i=1, 2 \cdots m$ (m 为局部极小值的个数), 每个极小值在 $y(n)$ 中所对应的极大值为 $R(i)$, 位置为 $n(i) = Ime(i) - 2$; 继而R波已经被检测出来, R波与R波之间的时间形成的序列即为RR

间期: $RR(i) = \frac{n(i+1) - n(i)}{f_s}$, 其中 $RR(i)$ 表示第 i 个RR间期, 即第 $i+1$ 个R波的时间点与第 i 个R波时间点之间的时间差。

[0097] 并且, 在本发明实施例中, 在确定了RR间期序列后可以对该RR间期序列内的不同连续心率加速力和连续心率减速力的频率(即下述第一相对值和第二相对值)进行计算。

[0098] 具体的, 可以首先利用RR间期序列获取各心率加速的持续周期内的连续心率减速力, 以及各心率减速的持续周期内的连续心率加速力。并确定表示RR间期序列中各连续心率加速力出现次数的第一绝对值, 以及确定用于表示所述RR间期序列中各连续心率减速力出现次数的第二绝对值, 并利用上述各第一绝对值和RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率加速力的第一相对值, 以及基于各第二绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率减速力的第二相对值。该确定的第一相对值和第二相对值即可以表示各连续心率加速力和连续心率减速力在RR间期序列中出现的频率。

[0099] 其中, 以RR间期序列(s)为纵坐标, 以心动周期(RR间期的个数)的先后序号为横坐标, 制成不同周期值心率连续减速(加速)的顺序图, 进而能计算出持续周期不同的连续心率减速力(加速力)的各自的绝对值。如: RR间期逐跳延长说明心率逐跳减慢, 如果 $RR(i) \geq RR(i+1) \leq RR(i+2) \cdots \leq RR(i+n) \geq RR(i+n+1)$, 则减速周期为 n , 记为 $D(n)$; 反之RR间期逐跳缩短说明心率逐跳加快, 如果 $RR(i) \leq RR(i+1) \geq RR(i+2) \cdots \geq RR(i+n) \leq RR(i+n+1)$, 则加速周期为 n , 记为 $A(n)$; 如图3所示为本发明实施例中连续心率加速力和连续心率减速力的示意图。其中, 从 $0.732s$ 到 $0.836s$ 的RR间期R波值持续上升, 且共包括5个上升点, 则可以记为连续心率减速力为 DR_5 , 以此, 还可以得到如图3所示的 AR_2 、 DR_4 、 AR_5 等, 同时可以统计 DR_n 出现的频率(第二相对值)和 AR_n 出现频率(第一相对值), 即可以首先计算 DR_n 出现的次数(第二绝对值), 以及计算 AR_n 出现的次数, 该次数为第一绝对值, 然后则可以统计第一信号中持续周期不同的连续心率减速力、连续心率加速力各自累加形成绝对值 $CD(n)$ 为第二绝对值之和, 以及 $CA(n)$ 为第一绝对值之和, 其中 n 大于或等于2。

[0100] 再将 $CD(n)$ 和 $CA(n)$ 除以整个记录时间段内RR间期的总个数 RR_{total} , 则可得到持续不同的连续心率减速力 DR_n 、连续心率加速力 AR_n 周期的相对值: $DR_n = CD(n) / RR_{total}$, $2 \leq n \leq 10$ $AR_n = CA(n) / RR_{total}$ 。

[0101] 另外, 本发明实施例中所述利用预设指数模型分别对所述连续心率加速力和连续心率减速力进行拟合, 确定用于判断自主神经活性的参数可以包括:

[0102] 利用预设指数模型对连续心率加速力进行拟合确定用于判断交感神经活性的第一参数;

[0103] 利用预设指数模型对连续心率减速力进行拟合确定用于判断迷走神经活性的第二参数。

[0104] 其中, 预设模型的表达式可以为 $y = ae^{-bx}$, 即本发明实施例中可以使用指数模型 y

$=ae^{-bx}$ 对被试的AR2~ARn和DR2~DRn的分布进行拟合,其中的AR2~ARn拟合出的参数b(第一参数)反映了交感神经活性,DR2~DR10拟合出的参数b(第二参数)反映了迷走神经活性。其中,所述利用确定的参数判断自主神经活性包括:利用所述第一参数判断交感神经活性为兴奋、抑制或者正常;以及利用所述第二参数判断为迷走神经活性为兴奋、抑制或者正常。

[0105] 本发明实施例中,可以结合第一参数、用户的年龄、性别等其他与用户相关的参数信息来确定交感神经活性为兴奋、抑制或者正常,例如在所述第一参数在第一预设范围内时,可以判断为交感神经活性正常;低于该第一预设范围可以判断为交感神经活性为抑制,以及高于该第一预设范围可以判断为交感神经活性兴奋。此处需要说明的是,对于不同的用户,该第一预设范围的取值也不同,本领域技术人员可以根据不同用户的情况配置对应的第一预设范围。

[0106] 同理,在所述第二参数在第二预设范围内时,可以判断为迷走神经活性正常;低于该第二预设范围可以判断为迷走神经活性为抑制,以及高于该第二预设范围可以判断为迷走神经活性兴奋。此处需要说明的是,对于不同的用户,该第二预设范围的取值也不同,本领域技术人员可以根据不同用户的情况配置对应的第二预设范围。

[0107] 举例说明,例如本发明实施例对比了30例单纯鼾症患者(年龄=47.8±15.6岁,男:女=3:1,呼吸暂停低通气指数=1.3±0.8)和30例重度阻塞性睡眠呼吸暂停患者(年龄=51.2±11.3岁,男:女=3:1,呼吸暂停低通气指数=45.7±8.5),重度阻塞性睡眠呼吸暂停患者多存在交感神经兴奋和迷走神经抑制的情况,使用秩和检验结果表明 b_{AR} 和 b_{DR} 在组间均具有显著性差异($b_{AR}:1.56±0.68$ vs $1.17±0.43$, $p=0.037$; $b_{DR}:1.51±0.74$ vs $1.03±0.37$, $p=0.011$),证明该参数可以作为判断自主神经功能的参数依据。

[0108] 综上,本发明采用的方法避免频谱分析所基于的线性假设,仅仅通过心率变化的微结构来判断自主神经功能活性,方法简单且精度较高;另外,本发明实施例中采用的判断参数不局限于单个参数,通过分析连续心率加速力和连续心率减速力的分布特征来判断自主神经功能,精度较高。

[0109] 另外,本发明实施例还提供了一种自主神经活性判断设备,其应用上述实施例所述的自主神经活性的判断方法,并且如图4所示,所述设备可以包括:预处理模块100、识别模块200和处理模块300。

[0110] 其中,预处理模块100可以获取第一时间内的单导联心电信号,并对所述心电信号进行预处理后生成第一信号;

[0111] 识别模块200可以从预处理模块100接收第一信号,并识别所述第一信号中的R波,以及计算RR间期序列;

[0112] 处理模块300可以基于所述识别模块计算出的RR间期序列,基于计算出的RR间期序列,确定对应于所述RR间期序列中各连续心率加速力出现次数的第一绝对值,以及确定对应于所述RR间期序列中各连续心率减速力出现次数的第二绝对值,并确定基于各所述第一绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率加速力的第一相对值,以及基于各所述第二绝对值与RR间期序列中RR间期的个数确定各连续心率减速力的第二相对值;并利用各所述第一相对值和各第二相对值进行拟合,确定用于判断自主神经活性的参数;以及利用确定的参数判断自主神经活性,并输出判断结果。

[0113] 本发明实施例所提供的自主神经活性判断设备可以集成在心电监测设备中,也可以集成在智能手环或者其他心电监测仪等设备中,从而实现设备的多功能化且更加方便用户的使用,但是本发明并不限于此。本发明实施例中的主神经活性判断设备也可以作为单独的检测设备使用。

[0114] 本发明实施例中的预处理模块100在获取用户的心电信号时,可以采集其中第一时间内的单导联心电信号,并对该采集的心电信号进行预处理后生成第一信号。本发明实施例即可以利用生成的第一信号分析心电信号的连续加速力和减速力,从而确定并输出自主神经功能。

[0115] 具体的,本发明实施例中预处理模块100获取第一时间内的单导联心电信号可以包括:按照预设频率采集第二时间内的单导联心电信号;从所述第二时间内获取第一时间的平稳单导联心电信号;其中,所述第一时间小于第二时间。

[0116] 即,该预处理模块可以按照预设频率从获取的心电信号中采集第二时间范围的单导联心电信号,为了提高判断的精确性,可以从第二时间范围内获取平稳地的心电信号,如第一时间范围的平稳单导联心电信号。例如,本发明实施例中的预设频率 f_s 为256HZ,第二时间可以大于6小时,第一时间可以小于或等于5小时。

[0117] 进一步地,本发明实施例中预处理模块对所述心电信号进行预处理后生成第一信号可以包括:利用预设滤波器对所述心电信号进行滤波处理。即预处理模块可以包括预设滤波器,该预设滤波器可以对所述心电信号进行滤波处理,从而去除心电信号中的工频干扰等噪声,其中,所述预设滤波器包括8阶带通巴特沃斯滤波器,该8阶带通巴特沃斯滤波器的滤波范围为0.05-45Hz,通过该滤波操作可以去除心电信号中的工频干扰等噪声,保证了心电信号的准确性。

[0118] 本发明实施例中的识别模块200可以识别所述第一信号中的R波,该过程可以包括:

[0119] 分别获取所述第一信号的一阶差分信号和二阶差分信号;

[0120] 按照预设长度将所述二阶差分信号分成多个第一信号区间,并基于各第一信号区间的极小值均值的一半确定二阶差分信号的第一门限;

[0121] 按照所述预设长度将所述第一信号分成多个第二信号区间,并基于各第二信号区间的极大值和极小值之间差值的平均值确定第一信号的第二门限;

[0122] 利用所述第一门限获取所述二阶差分信号各第一信号区间的极小值,并利用各第一信号区间的极小值所对应的数据点获取在第一信号中对应的极大值;

[0123] 基于各极大值确定R波。

[0124] 也就是说,本发明实施例中的识别模块200可以采用差分识别的方式识别第一信号中的R波。具体过程如下:

[0125] 假设进行预处理后的第一信号为 $y(n)$, $n=1, 2, \dots, 1$, 其中 n 表示采样点的个数, $y(n)$ 表示第一信号的强度。识别模块200可以获取第一信号的一阶差分信号 $d(n) = y(n+1) - y(n)$, 以及第一信号的二阶差分信号 $e(n) = d(n+1) - d(n)$, 以及按照预设长度对 $e(n)$ 进行划分,得到每个信号区间的极小值,再求各个极小值的均值,以该均值的一半作为 $e(n)$ 的极小值门限(第一门限),即:

$$[0126] \quad th_1 = 0.5 \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \min[e(i)] ,$$

[0127] 其中 th_1 为第一门限, k 表示极小值的个数, $\min()$ 表示最小值函数。

[0128] 同理,识别模块200还可以按照预设长度对 $y(n)$ 进行划分,求出每个区间的极大值和极小值之差,再求各区间差值的平均值,以该值作为滤波信号的QRS幅度的门限值(即第二门限),即:

$$[0129] \quad th_2 = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \{ \max[y(i)] - \min[y(i)] \}$$

[0130] 其中, th_2 表示第二门限, k 表示极大值和极小值的个数, $\max()$ 表示极大值函数, $\min()$ 表示极小值函数。

[0131] 进一步地,识别模块200还可以获取 $e(n) < th_1$ 的各个信号区间的极小值 $\min(e)$,设其数据点位置为 $Ime(i)$, $i=1,2 \cdots m$ (m 为局部极小值的个数),每个极小值在 $y(n)$ 中所对应的极大值为 $R(i)$,位置为 $n(i) = Ime(i) - 2$;继而R波已经被检测出来,R波与R波之间的时间形成的序列即为RR间期:

$$RR(i) = \frac{n(i+1) - n(i)}{f_s}, \text{其中} RR(i) \text{表示第} i \text{个RR间期,即}$$

第 $i+1$ 个R波的时间点与第 i 个R波时间点之间的时间差。

[0132] 进一步地,本发明实施例中处理模块300确定心电信号的连续心率加速力和连续心率减速力的方法流程图,其中可以包括:

[0133] 首先利用RR间期序列获取各心率加速的持续周期内的连续心率减速力,以及各心率减速的持续周期内的连续心率加速力。并确定表示RR间期序列中各连续心率加速力出现次数的第一绝对值,以及确定用于表示所述RR间期序列中各连续心率减速力出现次数的第二绝对值,并利用上述各第一绝对值和RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率加速力的第一相对值,以及基于各第二绝对值与RR间期序列中RR间期的个数之间的比值确定各连续心率减速力的第二相对值。该确定的第一相对值和第二相对值即可以表示各连续心率加速力和连续心率减速力在RR间期序列中出现的频率。其中,以RR间期序列(s)为纵坐标,以心动周期的先后序号为横坐标,制成不同周期值心率连续减速(加速)的顺序图,进而能计算出持续周期不同的连续心率减速力(加速力)的各自的绝对值。如:RR间期逐跳延长说明心率逐跳减慢,如果 $RR(i) \geq RR(i+1) \leq RR(i+2) \cdots \leq RR(i+n) \geq RR(i+n+1)$,则减速周期为 n ,记为 $D(n)$;反之RR间期逐跳缩短说明心率逐跳加快,如果 $RR(i) \leq RR(i+1) \geq RR(i+2) \cdots \geq RR(i+n) \leq RR(i+n+1)$,则加速周期为 n ,记为 $A(n)$;如图3所示为本发明实施例中连续心率加速力和连续心率减速力的示意图。其中,从0.732s到0.836s的RR间期R波值持续上升,且共包括5个上升点,作为一个连续心率减速力的持续周期,则可以记为连续心率减速力为 DR_5 ,以此,还可以得到如图3所示的 AR_2 、 DR_4 、 AR_5 等,同时可以统计 DR_n 出现的频率(第二相对值)和 AR_n 出现频率(第一相对值),即可以首先计算 DR_n 出现的次数(第二绝对值),以及计算 AR_n 出现的次数(第一绝对值),然后则可以统计第一信号中持续周期不同($n=2 \sim 10$)的连续心率减速力、连续心率加速力各自累加形成绝对值 $CD(n)$ 为第二绝对值之和,以及 $CA(n)$ 为第一绝对值之和,其中 n 大于或等于2。

[0134] 再将 $CD(n)$ 和 $CA(n)$ 除以整个记录时间段内RR间期的总个数 RR_{total} ,则可得持续不同的连续心率减速力 DR_n 、连续心率加速力 AR_n 周期的相对值: $DR_n = CD(n) / RR_{total}$, $2 \leq n \leq$

$10ARn = CA(n) / RR_{total}$ 。

[0135] 另外,本发明实施例中所述利用预设指数模型分别对所述连续心率加速力和连续心率减速力进行拟合,确定用于判断自主神经活性的参数可以包括:

[0136] 利用预设指数模型对连续心率加速力进行拟合确定用于判断交感神经活性的第一参数;

[0137] 利用预设指数模型对连续心率减速力进行拟合确定用于判断迷走神经活性的第二参数。

[0138] 其中,预设模型的表达式可以为 $y = ae^{-bx}$,即本发明实施例中可以使用指数模型 $y = ae^{-bx}$ 对被试的AR2~ARn和DR2~DRn的分布进行拟合,其中的AR2~ARn拟合出的参数b(第一参数)反映了交感神经活性,DR2~DR10拟合出的参数b(第二参数)反映了迷走神经活性。其中,所述利用确定的参数判断自主神经活性包括:

[0139] 利用所述第一参数判断交感神经活性为兴奋、抑制或者正常;以及利用所述第二参数判断为迷走神经活性为兴奋、抑制或者正常。

[0140] 本发明实施例中,可以结合第一参数、用户的年龄、性别等其他与用户相关的参数信息来确定交感神经活性为兴奋、抑制或者正常,例如在所述第一参数在第一预设范围内时,可以判断为交感神经活性正常;低于该第一预设范围可以判断为交感神经活性为抑制,以及高于该第一预设范围可以判断为交感神经活性兴奋。此处需要说明的是,对于不同的用户,该第一预设范围的取值也不同,本领域技术人员可以根据不同用户的情况配置对应的第一预设范围。

[0141] 同理,在所述第二参数在第二预设范围内时,可以判断为迷走神经活性正常;低于该第二预设范围可以判断为迷走神经活性为抑制,以及高于该第二预设范围可以判断为迷走神经活性兴奋。此处需要说明的是,对于不同的用户,该第二预设范围的取值也不同,本领域技术人员可以根据不同用户的情况配置对应的第二预设范围。

[0142] 例如本发明实施例对比了30例单纯鼾症患者(年龄=47.8±15.6岁,男:女=3:1,呼吸暂停低通气指数=1.3±0.8)和30例重度阻塞性睡眠呼吸暂停患者(年龄=51.2±11.3岁,男:女=3:1,呼吸暂停低通气指数=45.7±8.5),重度阻塞性睡眠呼吸暂停患者多存在交感神经兴奋和迷走神经抑制的情况,使用秩和检验结果表明 b_{AR} 和 b_{DR} 在组间均具有显著性差异($b_{AR}: 1.56 \pm 0.68$ vs 1.17 ± 0.43 , $p=0.037$; $b_{DR}: 1.51 \pm 0.74$ vs 1.03 ± 0.37 , $p=0.011$),证明该参数可以作为判断自主神经功能的参数依据。

[0143] 另外,本发明实施例上述第一预设范围和第二预设范围可以根据用户的年龄、身体状况因素而设定,本领域技术人员可以获知该第一预设范围和第二预设范围的选取规则,在此不再赘述。

[0144] 另外,处理模块300可以将判断结果通过通信设备输出给其他电子设备,也可以通过判断设备中的显示模块或者语音输出模块中输出,方便用户获取神经功能的判断信息。

[0145] 另外,如图5所示,本发明实施例还提供了一种心电监测设备,其包括上述实施例所述的自主神经活性判断设备1,以及心电信号获取模块2和输出模块3,其中,心电信号获取模块2可以获取用户的心电信号,并将所述心电信号传输至所述自主神经活性判断设备1进行自主神经活性的判断;心电信号获取模块2可以包括用于检测心电信号的传感器,或者也可以其他可以获取心电信号的电子器件。输出模块3可以接收所述自主神经活性判断设

备的判断结果,并输出展示所述判断结果。

[0146] 本发明实施例中的输出模块3可以包括显示模块、语音输出模块等,具体的输出模块3可以和自主神经活性判断设备中的处理模块300连接,从而获得判断结果,并将上述判断结果以显示的方式或者语音输出的方式展示给用户或者操作人员,方便用户的使用。

[0147] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为描述的方便和简洁,上述描述的数据处理方法所应用于的电子设备,可以参考前述产品实施例中的对应描述,在此不再赘述。

[0148] 以上实施例仅为本发明的示例性实施例,不用于限制本发明,本发明的保护范围由权利要求书限定。本领域技术人员可以在本发明的实质和保护范围内,对本发明做出各种修改或等同替换,这种修改或等同替换也应视为落在本发明的保护范围内。

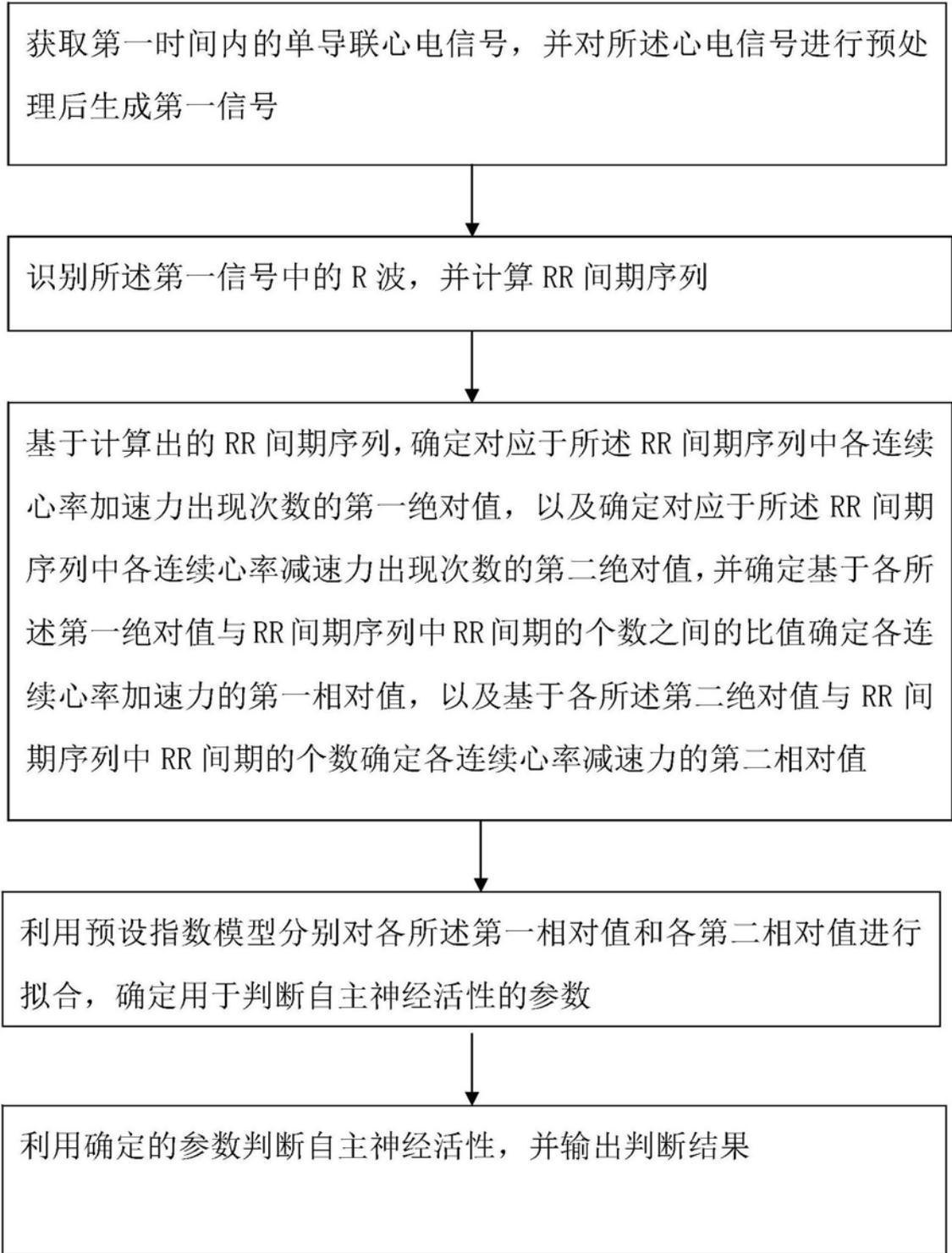


图1

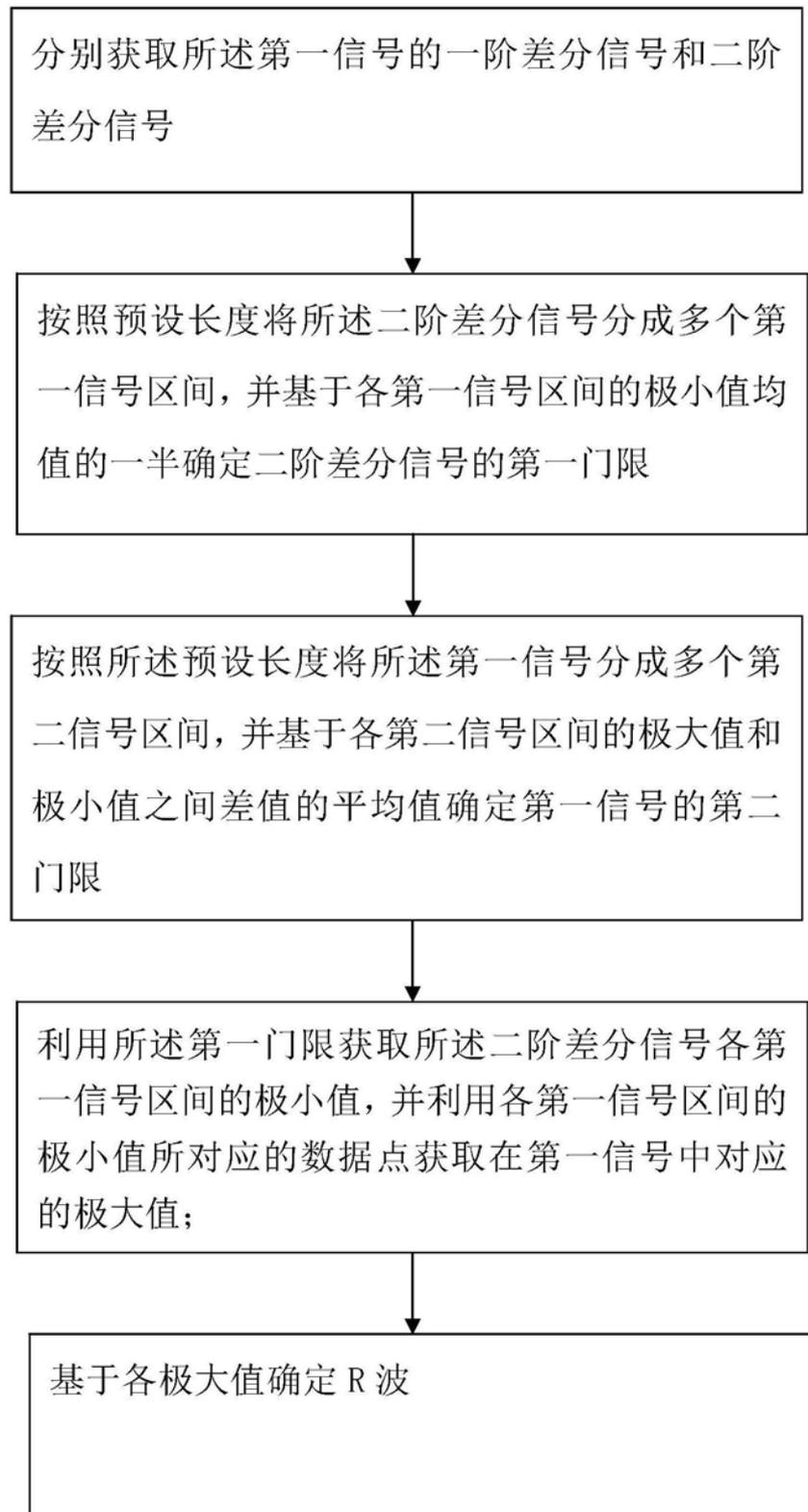


图2

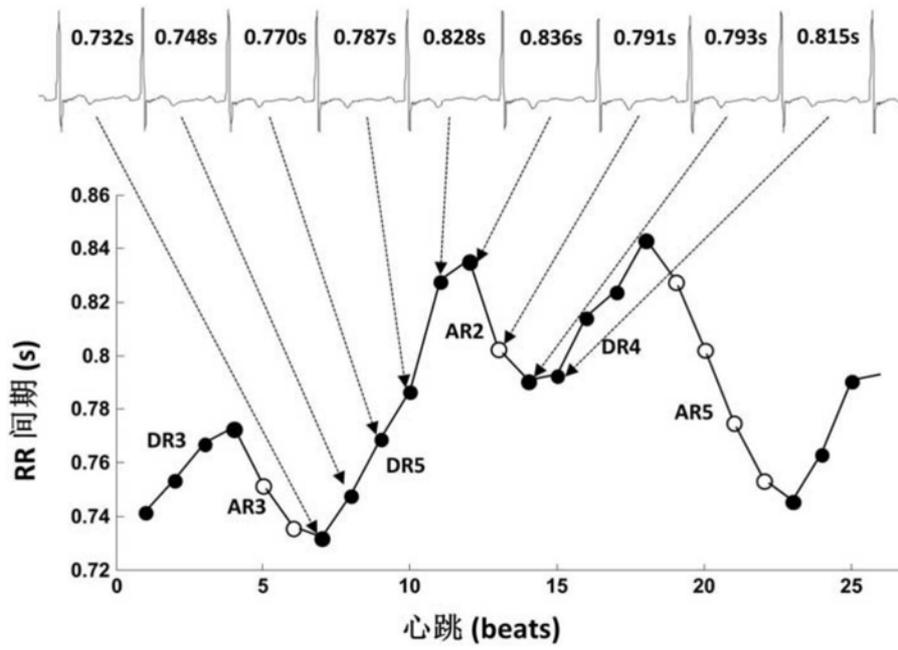


图3

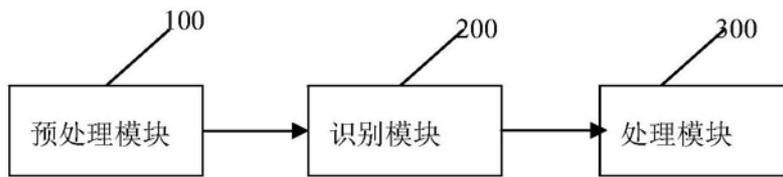


图4

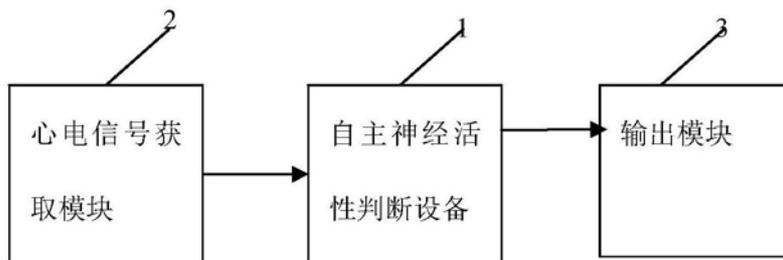


图5

专利名称(译)	一种自主神经活性的判断方法、设备和心电监测设备		
公开(公告)号	CN107374616A	公开(公告)日	2017-11-24
申请号	CN201710726308.8	申请日	2017-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
[标]发明人	陈雪		
发明人	陈雪		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0245 A61B5/00 A61B5/0452		
CPC分类号	A61B5/0245 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0452 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/7275		
代理人(译)	黄威 喻嵘		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种自主神经活性的判断方法、设备和心电监测设备，所述方法包括：获取第一时间内的单导联心电信号，并对所述心电信号进行预处理后生成第一信号；识别所述第一信号中的R波，并计算RR间期序列；基于计算出的RR间期序列，确定不同的连续心率加速力与RR间期的个数之间的第一相对值，以及不同连续心率减速力与RR间期的个数之间的第二相对值；利用预设指数模型分别对各所述第一相对值和各第二相对值进行拟合，确定用于判断自主神经活性的参数；利用确定的参数判断自主神经活性，并输出判断结果。本发明实施例具有简单方便、且精度高的特点。

