



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104127194 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 05

(21) 申请号 201410334899. 0

(22) 申请日 2014. 07. 14

(71) 申请人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路
381 号

申请人 深圳市是源医学科技有限公司

(72) 发明人 杨荣骞 吕瑞雪

(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有
限公司 44245

代理人 蔡茂略

(51) Int. Cl.

A61B 5/16 (2006. 01)

A61B 5/0452 (2006. 01)

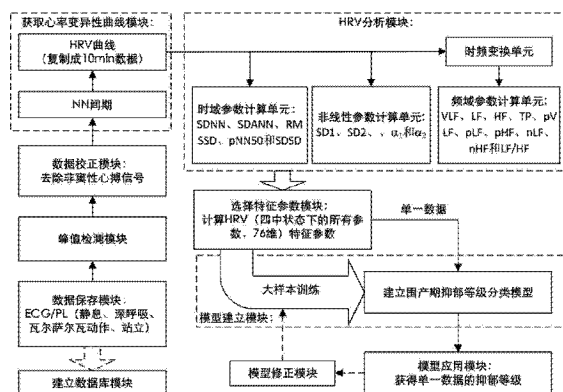
权利要求书4页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

一种基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统及方法

(57) 摘要

本发明公开一种基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统及方法, 尤指一种围产期抑郁症评估系统及方法, 包括以下模块: 数据保存模块用于保存心电和脉搏波信号; 峰值检测模块获取记录数据的峰值点序列; 数据校正模块得到窦性心搏 NN 间期序列; 获取心率变异性曲线模块得到心率变异性曲线; HRV 分析模块包括时域分析、频域分析和非线性分析; 选择特征参数模块从 HRV 参数中选出特征参数; 模型建立模块得到围产期抑郁症分类模型; 模型应用模块是将测试者的数据输入分类模型, 得到抑郁等级。本发明实现了围产期抑郁程度量化评估, 丰富了抑郁症基于生理信息检查技术领域的科学研究方法, 测试简便易行, 能有效节省医疗资源, 有很好的临床实用性。



1. 一种基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统,其特征在于,包括数据保存模块,峰值检测模块,数据校正模块,获取心率变异性曲线模块,HRV 分析模块,选择特征参数模块,模型建立模块,模型应用模块;

数据保存模块用于记录测试过程中孕产妇的心电信号和脉搏波信号,并以二进制数据形式保存成文件;所述的测试过程包括:静息状态、深呼吸状态、瓦尔萨尔瓦动作和站立动作四个状态,每个状态记录时长 2 分钟;所述的静息状态是指测试者静坐 2 分钟,保持正常呼吸;所述的深呼吸状态是以 5 秒钟吸气动作 5 秒钟呼气动作作为一个呼吸周期,重复 12 次;所述的瓦尔萨尔瓦动作是以深吸气,屏气 15 秒钟,用力呼气然后放松 15 秒为一个动作周期,重复四次;所述的站立状态是指测试者由坐位变为站位,保持站立状态 2 分钟,正常呼吸,避免身体动作;

峰值检测模块用于获取心电信号和脉搏波信号的峰值点序列,所述的峰值点是指每个心跳周期心电信号和脉搏波信号波形的最高点,相邻峰值点的时间间隔为一个心跳周期;

数据校正模块用于校正峰值点序列的数据,去除非窦性心搏信号;所述的非窦性心搏信号包括:

(1) 由于异位搏动产生的短 RR 间期及跟随其后的长 RR 间期;

(2) 在峰值检测时,由于漏检而造成的长 RR 间期;

(3) 由于伪差或峰值检测时检出阈值太低而产生的虚假峰值;数据校正模块进行数据校正的过程是:连续出现 3 个窦性心搏间期时,选取中间的一个窦性心搏间期作为 NN 间期的一个数据;

获取心率变异性曲线模块用于计算窦性心搏 NN 间期序列,并将获取的 NN 间期序列复制成时长为 10 分钟的 NN 间期序列,以序列中每个 NN 间期的时长为纵轴,以 NN 间期出现的时间为横轴,得到心率变异性曲线;

HRV 分析模块用于计算心率变异性曲线的参数,包括时域参数、频域参数和非线性参数;

选择特征参数模块用于计算 4 种测试状态下所有 HRV 参数的特征参数,所述的特征参数是指经属性评估方法和最好优先准则迭代算法选择出的参数;

模型建立模块用于使用特征参数进行模型分类训练,基于 AdaBoost 算法,得到能够用于诊断围产期抑郁症等级的围产期抑郁症分类模型;

模型应用模块用于将检测到测试者的数据输入围产期抑郁症分类模型,得到当前测试者的抑郁等级;

数据保存模块将采集的心电信号和脉搏波信号按照数据采集时间分四段保存,每段数据对应一个测试状态,作为峰值检测模块的数据输入;峰值检测模块获取峰值点序列,并将其作为数据校正模块的输入;数据校正模块去除峰值点序列中非窦性心搏信号得到窦性心搏 NN 间期序列,作为心率变异性曲线的输入;获取心率变异性曲线模块将窦性心搏 NN 间期序列复制成时长为 10 分钟的 NN 间期序列,以序列中每个 NN 间期的时长为纵轴,以 NN 间期出现的时间为横轴,得到心率变异性曲线;HRV 分析模块对 HRV 曲线进行时域分析、频域分析和非线性分析,得到 HRV 参数;选择特征参数模块对四个测试状态下的 HRV 参数进行评估,选出特征参数;模型建立模块使用特征参数进行模型分类训练,基于 AdaBoost 算法,得到能够用于诊断围产期抑郁症等级的围产期抑郁症分类模型;模型应用模块是将检测到测

试者的数据输入围产期抑郁症分类模型,得到当前测试者的抑郁等级。

2. 根据权利要求 1 所述的基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统,其特征在于,还包括以下模块:建立数据库模块、模型修正模块;

建立数据库模块用于对所有数据的管理,能够完成按关键字检索数据、按特定属性对数据排序和按特定属性筛选数据;

模型修正模块用于校正当前数据的测试结果,并将结果保存到数据库中,丰富建立模型所使用的样本量。

3. 根据权利要求 1 所述的基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统,其特征在于,所述 HRV 分析模块,包括时域参数计算单元、非线性参数计算单元、时频转换单元和频域参数计算单元;

时域参数计算单元用于根据 HRV 曲线的 NN 间期序列,计算以下五个时域参数:MEAN、SDNN、RMSSD、pNN50 和 SDSD,所述的 MEAN 为所有窦性 NN 间期的均值;所述的 SDNN 为所有窦性 NN 间期的标准差,所述的 RMSSD 为相邻 NN 间期差值的均方根,所述的 pNN50 为 50 毫秒间隔以上相邻 NN 间期差值的比例,所述的 SDSD 为相邻 NN 间期之间的标准差;

非线性参数计算单元的数据对象是 HRV 曲线,用于计算以下非线性参数:SD1、SD2、 α_1 和 α_2 ;所述的 SD2 为 HRV 曲线的散点图在 $X=Y$ 方向上的散点图区域最长的两点间距离,所述的 SD1 为垂直于 $X=Y$ 方向上散点图区域最长的两点间的距离,所述的 α_1 为 HRV 曲线去趋势波动分析第一部分拟合直线的斜率,所述的 α_2 为 HRV 曲线去趋势波动分析第二部分拟合直线的斜率;,所述第一部分指第 1~11 个点,所述第二部分指第 12 个点到最后一个点;

时频转换单元用于对 HRV 曲线进行重采样,然后设置分段长度和重叠数据长度,对每段数据进行加窗处理,所述的窗函数为汉明窗,计算每段数据的功率谱,将各段数据的功率谱整合成所有 HRV 曲线的功率谱;

频域参数计算单元用于计算频域参数,所述的频域参数包括:VLF、LF、HF、TP、pVLF、pLF、pHF、nLF、nHF 和 LF/HF;所述的 VLF 为极低频成分 0.0033~0.04Hz 的功率,所述的 LF 为低频成分 0.04~0.15Hz 的功率;所述的 HF 为高频成分 0.15~0.4Hz 的功率;所述的 TP 为总功率,所述的 pVLF 为心率变异性曲线极低频成分的百分比,所述的 pLF 为心率变异性曲线低频成分的百分比,所述的 pHF 为心率变异性曲线高频成分的百分比,所述的 nLF 为归一化的低频功率,所述的 nHF 为归一化的高频成分,所述的 LF/HF 为低频成分与高频成分的比值。

4. 一种权利要求 1 所述基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统的评估方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤 1、数据保存;记录测试过程中孕产妇的心电信号和脉搏波信号,并以二进制数据形式保存成文件;所述的测试过程包括:静息状态、深呼吸状态、瓦尔萨尔瓦动作和站立动作四个状态,每个状态记录时长 2 分钟;所述的静息状态是指测试者静坐 2 分钟,保持正常呼吸;所述的深呼吸状态是以 5 秒钟吸气动作 5 秒钟呼气动作作为一个呼吸周期,重复 12 次;所述的瓦尔萨尔瓦动作是以深吸气,屏气 15 秒钟,用力呼气然后放松 15 秒为一个动作周期,重复四次;所述的站立状态是指测试者由坐位变为站位,保持站立状态 2 分钟,正常呼吸,避免身体动作;

步骤2、峰值检测；获取心电信号和脉搏波信号的峰值点序列，所述的峰值点是指每个心跳周期心电信号和脉搏波信号波形的最高点，相邻峰值点的时间间隔为一个心跳周期；

步骤3、数据校正；校正峰值点序列的数据，去除非窦性心搏信号；所述的非窦性心搏信号包括：

(1) 由于异位搏动产生的短 RR 间期及跟随其后的长 RR 间期；

(2) 在峰值检测时，由于漏检而造成的长 RR 间期；

(3) 由于伪差或峰值检测时检出阈值太低而产生的虚假峰值；数据校正模块进行数据校正的过程是：连续出现 3 个窦性心搏间期时，选取中间的一个窦性心搏间期作为 NN 间期的一个数据；

步骤4、获取心率变异性曲线；计算校正后的心电信号和脉搏波信号的窦性心搏 NN 间期序列，并将获取的 NN 间期序列数据复制成时长为 10 分钟的 NN 间期序列，以序列中每个 NN 间期的时长为纵轴，以 NN 间期出现的时间为横轴，得到心率变异性曲线；

步骤5、HRV 分析；计算心率变异性曲线的参数，所述心率变异性曲线的参数包括时域参数、频域参数和非线性参数；

步骤6、选择特征参数；选择 4 种测试状态下所有 HRV 参数的特征参数，所述的特征参数是指经属性评估方法和最好优先准则迭代算法选择出的参数；

步骤7、模型建立；使用特征参数进行模型分类训练，基于 AdaBoost 算法，得到能够用于诊断围产期抑郁症等级的围产期抑郁症分类模型；

步骤8、模型应用；将检测到测试者的数据输入围产期抑郁症分类模型，得到当前测试者的抑郁等级。

5. 根据权利要求4所述的评估方法，其特征在于，还包括以下步骤：

步骤A、建立数据库；对所有数据的管理，能够完成按关键字检索数据、按特定属性对数据排序和按特定属性筛选数据；

步骤B、模型修正；校正当前数据的测试结果，并将结果保存到数据库中，丰富建立模型所使用的样本量。

6. 一种权利要求4所述的评估方法，其特征在于，在步骤5中，计算所述心率变异性曲线的参数的方法包括以下步骤：

步骤51、时域参数计算；根据 HRV 曲线的 NN 间期序列，计算以下五个时域参数：MEAN、SDNN、RMSSD、pNN50 和 SDSD，所述的 MEAN 为所有窦性 NN 间期的均值，所述的 SDNN 为所有窦性 NN 间期的标准差，所述的 RMSSD 为相邻 NN 间期差值的均方根，所述的 pNN50 为 50 毫秒间隔以上相邻 NN 间期差值的比例，所述的 SDSD 为相邻 NN 间期之间的标准差；

步骤52、非线性参数计算；计算以下非线性参数：SD1、SD2、 α_1 和 α_2 ；所述的 SD2 为 HRV 曲线的散点图在 $X = Y$ 方向上的散点图区域最长的两点间距离，所述的 SD1 为垂直于 $X = Y$ 方向上散点图区域最长的两点间的距离，所述的 α_1 为 HRV 曲线去趋势波动分析第一部分拟合直线的斜率，所述的 α_2 为 HRV 曲线去趋势波动分析第二部分拟合直线的斜率；所述第一部分指第 1 ~ 11 个点，所述第二部分指第 12 个点到最后一个点；

步骤53、时频转换；对 HRV 曲线进行重采样，然后设置分段长度和重叠数据长度，对每段数据进行加窗处理，所述的窗函数为汉明窗，计算每段数据的功率谱，将各段数据的功率谱整合成所有 HRV 曲线的功率谱；

步骤 54、频域参数计算 ; 计算频域参数, 所述的频域参数包括 : VLF、LF、HF、TP、pVLF、pLF、pHF、nLF、nHF 和 LF/HF ; 所述的 VLF 为极低频成分 $0.0033 \sim 0.04\text{Hz}$ 的功率, 所述的 LF 为低频成分 $0.04 \sim 0.15\text{Hz}$ 的功率 ; 所述的 HF 为高频成分 $0.15 \sim 0.4\text{Hz}$ 的功率 ; 所述的 TP 为总功率, 所述的 pVLF 为心率变异性曲线极低频成分的百分比, 所述的 pLF 为心率变异性曲线低频成分的百分比, 所述的 pHF 为心率变异性曲线高频成分的百分比, 所述的 nLF 为归一化的低频功率, 所述的 nHF 为归一化的高频成分, 所述的 LF/HF 为低频成分与高频成分的比值。

一种基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种计算机辅助诊断技术,特别涉及一种基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统及方法

背景技术

[0002] 妊娠和分娩是妇女一生中的重大经历,在生理方面,孕期至产后要经历身体各个重要器官及性激素和相关激素一系列的重大变化;在心理方面,要适应工作、家庭和同事等关系的变化,要关心新生儿的健康成长,要考虑到经济方面的安排等;这些复杂的变化及其他不良因素的刺激就可诱发围产期抑郁症。孕产妇的抑郁情绪常常在妊娠期开始,尤其是妊娠晚期到产后一年,因此把这一特殊时期发生的抑郁情绪称为围产期抑郁。根据中国疾病预防控制中心妇幼保健中心的研究表明,在中国,产期抑郁症的患病率已经高达10-20%。从2003年开始,我国每年人口出生数基本稳定与1600万左右,其中,2010年人口出生数为1588万,2011年人口出生数为1604万,2012年人口出生数为1635万(数据来源:全国第六次人口普查)。我国围产期抑郁症是一个值得十分重视的问题。围产期抑郁症的诊断确定主要依据病史、精神症状检查,及结合病程进展的规律综合考虑。目前临床常见的抑郁评估量表有:焦虑、抑郁自评量表、爱丁堡产后抑郁量表以及自定义量表。国内常用的产后抑郁症自我评价量表是爱丁堡产后抑郁量表(Edinburgh Postnatal Depression Scale, EDPS)。根据国际疾病伤害及死因分类标准第十版,我国产后抑郁症患者大多数均为轻度抑郁,少数为中度抑郁症,很少见重度抑郁患者。以爱丁堡抑郁量表在分娩6周后的调查结果表明:产后抑郁症发生率为22%,其中轻度患者为90.6%,中度为9.4%。与其他医学领域不同,精神疾病几乎完全依赖于患者的病史陈述来评估其是否患病及疾病的严重程度。这种评估方式受到多方面影响,如患者的精神状况、表达能力、甚至存在自我掩饰的情况,现有技术存在以下缺点与不足:

- [0003] 1、量表测试与心理问诊效率低,不能满足当前庞大且不断增长的待筛查人群。
- [0004] 2、量表评分结果不能准确反映测试者的心理状况,可能存在主观隐瞒病情的情况。
- [0005] 3、单一评定量表的评分不能用来确诊抑郁症。
- [0006] 4、心理医生的诊断结果会受到自身主观因素和实际临床经验的影响。

发明内容

[0007] 本发明的首要目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统,该评估系统是一种围产期抑郁症评估系统。

[0008] 本发明的另一目的在于克服现有技术的缺点与不足,提供一种基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统的评估方法,该评估方法能够实现快速、客观诊断围产期抑郁症等级。

[0009] 本发明的首要目的通过下述技术方案实现:一种基于心率变异性分析方法的抑郁

症的评估系统,包括:数据保存模块,峰值检测模块,数据校正模块,获取心率变异性曲线模块,HRV 分析模块,选择特征参数模块,模型建立模块,模型应用模块。

[0010] 数据保存模块用于记录测试过程中孕产妇的心电信号和脉搏波信号,并将心电信号和脉搏波信号以二进制数据形式保存成心电信号文件和脉搏波信号文件。所述的测试过程包括:静息状态、深呼吸状态、瓦尔萨尔瓦动作和站立动作四个状态,记录不同状态下的心电和脉搏波数据,每个状态记录时长 2 分钟。所述的静息状态是指测试者静坐 2 分钟,保持正常呼吸;所述的深呼吸状态是以 5 秒钟吸气动作 5 秒钟呼气动作作为一个呼吸周期,重复 12 次;所述的瓦尔萨尔瓦动作是以深吸气,屏气 15 秒钟,用力呼气然后放松 15 秒为一个动作周期,重复四次。所述的站立状态是指测试者由坐位变为站位,保持站立状态 2 分钟,正常呼吸,避免身体动作。

[0011] 峰值检测模块用于获取心电信号和脉搏波信号的峰值点序列,所述的峰值点是指每个心跳周期心电信号和脉搏波信号波形的最高点,相邻峰值点的时间间隔为一个心跳周期。

[0012] 数据校正模块是用来校正峰值点序列的数据,去除非窦性心搏信号。所述的非窦性心搏信号包括:由于异位搏动产生的短 RR 间期及跟随其后的长 RR 间期;在峰值检测时,由于漏检而造成的长 RR 间期(实际上是两个以上心搏的 RR 间期之和);由于伪差或峰值检测时检出阈值太低而产生的虚假峰值,这将使一个正常的窦性心搏间期被分成了两个 NN 间期,从而产生的错误信号。数据校正模块进行数据校正的过程是:连续出现 3 个窦性心搏间期时,选取中间的一个窦性心搏间期作为 NN 间期的一个数据。

[0013] 获取心率变异性曲线模块用于计算校正后的心电信号和脉搏波信号的窦性心搏 NN 间期序列,并将获取的 NN 间期序列数据复制成时长为 10 分钟的 NN 间期序列,以序列中每个 NN 间期的时长为纵轴,以 NN 间期出现的时间为横轴,得到心率变异性曲线。

[0014] HRV 分析模块用于计算心率变异性曲线的参数,包括时域参数、频域参数和非线性参数。

[0015] 选择特征参数模块用于计算 4 种测试状态下所有 HRV 参数的特征参数,根据最好优先准则和 CfsSubsetEval 属性评估方法获得心率变异性分析的特征参数集。1、选择一个心率变异性参数为初始属性集 R_1 ,计算当前属性集的评分;2、增加属性集的心率变异性分析参数,得到第二个属性集 R_2 ,计算第二个属性集的评分;3、重复步骤 2,得到第 i 个(i 为正整数)属性集 R_i ;4、比较属性集 R_i 与 R_{i-1} 的得分,如果连续 N (N 为正整数)次 R_i 评分高于 R_{i-1} ,回到步骤 3;否则计算结束,属性集 R_i 即为特征参数集。

[0016] 模型建立模块用于使用特征参数进行模型分类训练,基于 AdaBoost 算法,得到能够用于诊断围产期抑郁症等级的围产期抑郁症分类模型。初始化样本空间为由 N 个样本均匀分布组成,第 n 个样本的分布概率为 q_{n0} ,经第一次训练得到弱分类器 h_1 ,分类结果的准确率为 α_1 ,然后修正样本空间,减小分类正确的样本的权重,增大分类错误的样本的权重,得到第二个样本空间 X_1 ,经第二次训练得到弱分类器 h_2 ,分类结果的准确率为 α_2 ,经 t 次重复训练,得到 t 个弱分类器 h_i ,分类结果的准确率为 α_t ,所述 $h_i = \{h_i | i = 1, 2, 3, \dots, t\}$,

t 为正整数,所述抑郁程度量化评估模型的表达式为: $H = \sum_{i=1}^t h_i p_i, p_i = \alpha_i / (\alpha_1 + \alpha_2 + \dots + \alpha_t)$,

其中, h_t 表示第 t 个弱分类器, α_t 表示第 t 个弱分类器的权重; p_i 为根据分类器的准确率

计算的每个分类器的权重。

[0017] 模型应用模块用于将检测到测试者的数据输入围产期抑郁症分类模型,得到当前测试者的抑郁等级。

[0018] 数据保存模块将采集的心电信号和脉搏波信号按照数据采集时间分四段保存,每段数据对应一个测试状态,并将保存的心电信号和脉搏波信号作为峰值检测模块的数据输入;峰值检测模块获取心电信号和脉搏波信号的峰值点序列,并将其作为数据校正模块的输入;数据校正模块对峰值点序列进行校正,去除非窦性心搏信号得到窦性心搏 NN 间期序列,作为心率变异性曲线的输入;获取心率变异性曲线模块将窦性心搏 NN 间期序列复制成长时为 10 分钟的 NN 间期序列,以序列中每个 NN 间期的时长为纵轴,以 NN 间期出现的时间为横轴,得到心率变异性曲线,作为 HRV 分析模块的输入,HRV 分析模块对 HRV 曲线进行时域分析、频域分析和非线性分析,得到 HRV 参数,作为选择特征参数模块的数据处理基础;选择特征参数模块对四个测试状态下的 HRV 参数进行评估,从四个状态下的所有 HRV 参数中选出特征参数,作为模型建立的数据基础;模型建立模块使用特征参数进行模型分类训练,基于 AdaBoost 算法,得到能够用于诊断围产期抑郁症等级的围产期抑郁症分类模型;模型应用模块是将检测到测试者的数据输入围产期抑郁症分类模型,得到当前测试者的抑郁等级。

[0019] 基于心率变异性分析方法的围产期抑郁症的评估系统,还包括以下模块:建立数据库模块、模型修正模块。

[0020] 建立数据库模块用于对所有数据的管理,能够完成按关键字检索数据、按特定属性对数据排序和按特定属性筛选数据。

[0021] 模型修正模块用于校正当前数据的测试结果,并将结果保存到数据库中,丰富建立模型所使用的样本量。

[0022] HRV 分析模块,包括时域参数计算单元、非线性参数计算单元、时频转换单元和频域参数计算单元。

[0023] 时域参数计算单元用于根据 HRV 曲线的 NN 间期序列,计算以下五个时域参数:MEAN、SDNN、RMSSD、pNN50 和 SDSD,所述的 MEAN 为所有窦性 NN 间期的均值;所述的 SDNN 为所有窦性 NN 间期的标准差,所述的 RMSSD 为相邻 NN 间期差值的均方根,所述的 pNN50 为 50 毫秒间隔以上相邻 NN 间期差值的比例,所述的 SDSD 为相邻 NN 间期之间的标准差。

[0024] 非线性参数计算单元的数据对象是 HRV 曲线,用于计算以下非线性参数:SD1、SD2、 α_1 和 α_2 ;所述的 SD2 为 HRV 曲线的散点图在 $X=Y$ 方向上的散点图区域最长的两点间距离,所述的 SD1 为垂直于 $X=Y$ 方向上散点图区域最长的两点间的距离,所述的 α_1 为 HRV 曲线去趋势波动分析第一部分(第 1~11 个点)拟合直线的斜率,所述的 α_2 为 HRV 曲线去趋势波动分析第二部分(第 12 个点到最后一个点)拟合直线的斜率。

[0025] 时频转换单元用于对 HRV 曲线进行重采样,然后设置分段长度和重叠数据长度,对每段数据进行加窗处理,所述的窗函数为汉明窗,计算每段数据的功率谱,将各段数据的功率谱整合成所有 HRV 曲线的功率谱。

[0026] 频域参数计算单元用于计算频域参数,所述的频域参数包括:VLF、LF、HF、TP、pVLF、pLF、pHF、nLF、nHF 和 LF/HF。所述的 VLF 为极低频成分 0.0033~0.04Hz 的功率,所述的 LF 为低频成分 0.04~0.15Hz 的功率;所述的 HF 为高频成分 0.15~0.4Hz 的功率;

所述的 TP 为总功率,所述的 pVLF 为心率变异性曲线极低频成分的百分比,所述的 pLF 为心率变异性曲线低频成分的百分比,所述的 pHF 为心率变异性曲线高频成分的百分比,所述的 nLF 为归一化的低频功率,所述的 nHF 为归一化的高频成分,所述的 LF/HF 为低频成分与高频成分的比值。

[0027] 本发明的另一目的通过以下技术方案实现:基于心率变异性分析方法的围产期抑郁症的评估方法,包括以下步骤:

[0028] 步骤 1、数据保存。记录测试过程中孕产妇的心电信号和脉搏波信号,并将心电信号和脉搏波信号以二进制数据形式保存成心电信号文件和脉搏波信号文件。所述的测试过程包括:静息状态、深呼吸状态、瓦尔萨尔瓦动作和站立动作四个状态,记录不同状态下的心电和脉搏波数据,每个状态记录时长 2 分钟。所述的静息状态是指测试者静坐 2 分钟,保持正常呼吸;所述的深呼吸状态是以 5 秒钟吸气动作 5 秒钟呼气动作作为一个呼吸周期,重复 12 次;所述的瓦尔萨尔瓦动作是以深吸气,屏气 15 秒钟,用力呼气然后放松 15 秒为一个动作周期,重复四次。所述的站立状态是指测试者由坐位变为站位,保持站立状态 2 分钟,正常呼吸,避免身体动作。

[0029] 步骤 2、峰值检测。获取心电信号和脉搏波信号的峰值点序列,所述的峰值点是指每个心跳周期心电信号和脉搏波信号波形的最高点,相邻峰值点的时间间隔为一个心跳周期。

[0030] 步骤 3、数据校正。校正峰值点序列的数据,去除非窦性心搏信号。所述的非窦性心搏信号包括:由于异位搏动产生的短 RR 间期及跟随其后的长 RR 间期;在峰值检测时,由于漏检而造成的长 RR 间期(实际上是两个以上心搏的 RR 间期之和);由于伪差或峰值检测时检出阈值太低而产生的虚假峰值,这将使一个正常的窦性心搏间期被分成了两个 NN 间期,从而产生的错误信号。数据校正模块进行数据校正的过程是:连续出现 3 个窦性心搏间期时,选取中间的一个窦性心搏间期作为 NN 间期的一个数据。

[0031] 步骤 4、获取心率变异性曲线。计算校正后的心电信号和脉搏波信号的窦性心搏 NN 间期序列,并将获取的 NN 间期序列数据复制成时长为 10 分钟的 NN 间期序列,以序列中每个 NN 间期的时长为纵轴,以 NN 间期出现的时间为横轴,得到心率变异性曲线。

[0032] 步骤 5、HRV 分析。计算心率变异性曲线的参数,包括时域参数、频域参数和非线性参数。

[0033] 步骤 6、选择特征参数。计算 4 种测试状态下所有 HRV 参数的特征参数,根据最好优先准则和 CfsSubsetEval 属性评估方法获得心率变异性分析的特征参数集。1、选择一个心率变异性参数为初始属性集 R_1 ,计算当前属性集的评分;2、增加属性集的心率变异性分析参数,得到第二个属性集 R_2 ,计算第二个属性集的评分;3、重复步骤 2,得到第 i 个(i 为正整数)属性集 R_i ;4、比较属性集 R_i 与 R_{i-1} 的得分,如果连续 N (N 为正整数)次 R_i 评分高于 R_{i-1} ,回到步骤 3;否则计算结束,属性集 R_i 即为特征参数集。

[0034] 步骤 7、模型建立。使用特征参数进行模型分类训练,基于 AdaBoost 算法,得到能够用于诊断围产期抑郁症等级的围产期抑郁症分类模型。初始化样本空间为由 N 个样本均匀分布组成,第 n 个样本的分布概率为 q_{n0} ,经第一次训练得到弱分类器 h_1 ,分类结果的准确率为 α_1 ,然后修正样本空间,减小分类正确的样本的权重,增大分类错误的样本的权重,得到第二个样本空间 X_1 ,经第二次训练得到弱分类器 h_2 ,分类结果的准确率为 α_2 ,经 t 次重复

训练,得到 t 个弱分类器 h_i ,分类结果的准确率为 α_i ,所述 $h_i = \{h_i | i = 1, 2, 3, \dots, t\}$,
 t 为正整数,所述抑郁程度量化评估模型的表达式为: $H = \sum_{i=1}^t h_i p_i, p_i = \alpha_i / (\alpha_1 + \alpha_2 + \dots + \alpha_t)$,

其中, h_i 表示第 t 个弱分类器, α_i 表示第 t 个弱分类器的权重; p_i 为根据分类器的准确率计算的每个分类器的权重。

[0035] 步骤8、模型应用。将检测到测试者的数据输入围产期抑郁症分类模型,得到当前测试者的抑郁等级。

[0036] 步骤9、建立数据库。数据管理,能够完成按关键字检索数据、按特定属性对数据排序和按特定属性筛选数据。数据库能够方便对系统中所有数据的管理,增加系统的实用性和可操作性。

[0037] 步骤10、模型修正。校正当前数据的测试结果,并将结果保存到数据库中。模型校正可以增加围产期抑郁症模型的训练样本,能够丰富建立模型所使用的样本量,增加模型中不同等级数据的特征,有利于提高模型分类的准确率。

[0038] 计算心率变异性分析参数,包括以下步骤:

[0039] 步骤51、时域参数计算。根据 HRV 曲线的 NN 间期序列,计算以下五个时域参数: MEAN、SDNN、RMSSD、pNN50 和 SDSD,所述的 MEAN 为所有窦性 NN 间期的均值;所述的 SDNN 为所有窦性 NN 间期的标准差,所述的 RMSSD 为相邻 NN 间期差值的均方根,所述的 pNN50 为 50 毫秒间隔以上相邻 NN 间期差值的比例,所述的 SDSD 为相邻 NN 间期之间的标准差。

[0040] 步骤52、非线性参数计算。计算以下非线性参数:SD1、SD2、 α_1 和 α_2 ;所述的 SD2 为 HRV 曲线的散点图在 $X = Y$ 方向上的散点图区域最长的两点间距离,所述的 SD1 为垂直于 $X = Y$ 方向上散点图区域最长的两点间的距离,所述的 α_1 为 HRV 曲线去趋势波动分析第一部分(第 1 ~ 11 个点)拟合直线的斜率,所述的 α_2 为 HRV 曲线去趋势波动分析第二部分(第 12 个点到最后一个点)拟合直线的斜率。

[0041] 步骤53、时频转换。对 HRV 曲线进行重采样,然后设置分段长度和重叠数据长度,对每段数据进行加窗处理,所述的窗函数为汉明窗,计算每段数据的功率谱,将各段数据的功率谱整合成所有 HRV 曲线的功率谱。

[0042] 步骤54、频域参数计算。计算频域参数,所述的频域参数包括:VLF、LF、HF、TP、pVLF、pLF、pHF、nLF、nHF 和 LF/HF。所述的 VLF 为极低频成分 0.0033 ~ 0.04Hz 的功率,所述的 LF 为低频成分 0.04 ~ 0.15Hz 的功率;所述的 HF 为高频成分 0.15 ~ 0.4Hz 的功率;所述的 TP 为总功率,所述的 pVLF 为心率变异性曲线极低频成分的百分比,所述的 pLF 为心率变异性曲线低频成分的百分比,所述的 pHF 为心率变异性曲线高频成分的百分比,所述的 nLF 为归一化的低频功率,所述的 nHF 为归一化的高频成分,所述的 LF/HF 为低频成分与高频成分的比值。

[0043] 本发明相对于现有技术具有如下的优点及效果:

[0044] 1、实现了围产期抑郁程度量化评估,避免了孕产妇使用量表测试的主观性和多变性。

[0045] 2、丰富了抑郁症基于生理信息检查技术领域的科学研究方法。

[0046] 3、仅需获取受测者的心电脉搏波数据,测试简便易行,方便孕产妇进行测试筛查,能有效节省医疗资源,能有很好的临床实用性;能够实现快速、客观诊断围产期抑郁症等

级。

附图说明

[0047] 图 1 为系统模块图。

[0048] 图 2 为峰值检测流程图。

[0049] 图 3 为时频转换流程图。

[0050] 图 4 特征参数与模型建立流程图。

具体实施方式

[0051] 下面结合实施例及附图对本发明作进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。

[0052] 实施例

[0053] 本实施例以 92 例孕产妇在不同状态下的心电和脉搏波数据,作为围产期抑郁症分类模型的训练样本。不同状态是指静息状态、深呼吸状态、瓦尔萨尔瓦动作和站立动作四个状态,每个状态记录时长 2 分钟。所述的不同状态是指静息状态、深呼吸状态、瓦尔萨尔瓦动作和站立动作四个状态,记录不同状态下的心电和脉搏波数据,每个状态记录时长 2 分钟。静息状态是指测试者静坐 2 分钟,保持正常呼吸;深呼吸状态是以 5 秒钟吸气动作 5 秒钟呼气动作作为一个呼吸周期,重复 12 次;瓦尔萨尔瓦动作是以深吸气,屏气 15 秒钟,用力呼气然后放松 15 秒为一个动作周期,重复四次。站立状态是指测试者由坐位变为站位,保持站立状态 2 分钟,正常呼吸,避免身体动作。

[0054] 一种基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统如图 1 所示,包括数据保存模块,峰值检测模块,数据校正模块,获取心率变异性曲线模块,HRV 分析模块,选择特征参数模块,模型建立模块,模型应用模块;还包括建立数据库模块、模型修正模块。该系统的基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估方法具体实施步骤如下:

[0055] 步骤 1、数据保存。记录测试过程中孕产妇的心电信号和脉搏波信号,并将心电信号和脉搏波信号以二进制数据形式保存成心电信号文件和脉搏波信号文件。

[0056] 步骤 2、峰值检测。提取不同状态下的心电、脉搏波信号的峰值点,峰值检测的流程图如附图 2 所示。计算心电信号或脉搏波信号的一阶微分 $F'(p)$ 、二阶微分 $F''(p)$,计算二阶微分的零点集合 $n2$,计算集合 $n2$ 中 $F'(n) > K$ 的集合 $n1$, K 为斜率阈值,心电信号 $K = 100$,脉搏波信号 $K = 20$,在 $n1$ 附近搜索 $F'(n1+i)$,使得 $F'(n1+i) = 0$ 得点即为峰值点。

[0057] 步骤 3、数据校正。对不同状态下的心电、脉搏波信号进行数据校正,去除非窦性心搏信号。由于数据检测或人体自身生理原因,会造成心电和脉搏波波形中可能混有非窦性心搏信号,用于 HRV 分析的心电脉搏波序列,必须是由窦性心搏所致的心跳周期序列,因此要对采集数据进行数据校正,去除非窦性心搏。通常情况下,混入 NN 间期数据中的非窦性心搏信号有:异位搏动产生的短 RR 间期及跟随其后的长 RR 间期;在 QRS 检出时,由于漏检而造成的长 RR 间期(实际上是两个以上心搏的 RR 间期之和);由于伪差或 QRS 检出时检出阈值太低而产生的虚假的 QRS,这将使一个正常的窦性心搏的 RR 间期被分成了二个短的 RR 间期,从而产生的错误信号。所述的数据校正包括:1、连续出现 3 个窦性心搏时,选取中间的一个心搏的 RR 间期作为 NN 间期的一个数据;2:按上述规则选取的 NN 间期数据连

续出现,并达到一定的数量时,作为一个可用于进行 HRV 分析的数据段,否则将这段数据舍弃。根据上述校正规则,得到 NN 间期序列。

[0058] 步骤 4,获取心率变异性曲线,将 NN 间期序列复制成 10 分总时长数据,获取 10 分钟心率变异性曲线,。原始数据序列是在不同状态下检测记录的 2 分钟数据,经峰值检测和数据校正后的 NN 间期序列总时长少于或等于 2 分钟,在此基础上将 NN 间期数据序列复制成 10 分钟时长的数据序列,以 10 分钟的 NN 间期序列得到心率变异性曲线,作为后续数据处理的基础。

[0059] 步骤 5, HRV 分析。计算心率变异性分析参数。心率变异性分析参数包括时域参数、频域参数、非线性参数。

[0060] 时域参数包括:MEAN、SDNN、RMSSD、pNN50 和 SDSD,所述的 MEAN 为所有窦性 NN

间期的均值;SDNN 为所有窦性 NN 间期的标准差, $SDNN = \sqrt{\sum_{i=1}^N (NN_i - MEAN)^2 / (N-1)}$,

N 为 10 分钟 HRV 曲线中 NN 间期的个数, i 为顺序的序号;所述的 RMSSD 为相邻 NN 间

期差值的均方根, $RMSSD = \sqrt{\sum_{i=1}^N (\Delta NN_i)^2 / N}$, ΔNN_i 是两个相邻 NN 间期的差,所述的

pNN50 为 50 毫秒间隔以上相邻 NN 间期差值的比例, SDSD 为相邻 NN 间期之间的标准差,

$SDSD = \sqrt{\sum_{i=1}^N (\Delta NN_i - \text{mean} \Delta NN)^2 / (N-1)}$, mean ΔNN 是所有相邻 NN 间期差值的平均值;

[0061] 对 NN 间期数据序列进行重采样与时频变换,其流程图如图 3 所示:1、设置时频转换的采样频率为 $F_s = N/600$,其中 N 为 10 分钟 HRV 曲线中 NN 间期序列的个数;2、对 10 分钟的 HRV 曲线分段,段长 $L = 512$,重叠长度 $nov = 400$,分段数 n 为不大于 N/L 的正整数,每段数据记为 X_i ;3、对数据段 X_i 加窗处理,得 $X_{wi} = X_i * W$,以汉明窗为例,窗函数表达式 $W = 0.54 - 0.46 * \cos(2 * \pi * x)$, $x = \{i / (m - 1) | i \text{ 为正整数}, i < L/2\}$;4、对每个数据段计算功率谱和各段频谱成分,总得功率谱为所有段功率谱的和。频域参数包括:VLF、LF、HF、TP、pVLF、pLF、pHF、nLF、nHF 和 LF/HF。VLF 为极低频成分 0.0033 ~ 0.04Hz 的功率,LF 为低频成分 0.04 ~ 0.15Hz 的功率;HF 为高频成分 0.15 ~ 0.4Hz 的功率;TP 为总功率,pVLF 为心率变异性曲线极低频成分的百分比,pLF 为心率变异性曲线低频成分的百分比,pHF 为心率变异性曲线高频成分的百分比,nLF 为归一化的低频功率, $nLF = LF / (TP - VLF) * 100\%$,nHF 为归一化的高频成分, $nHF = HF / (TP - VLF) * 100\%$, LF/HF 为低频成分与高频成分的比值;

[0062] 所述的非线性参数包括 SD1、SD2、 α_1 和 α_2 ;所述的 SD2 为散点图在 $X = Y$ 方向上的散点图区域最长的两点间距离,SD1 为垂直于 $X = Y$ 方向上散点图区域最长的两点间的距离,所述的 α_1 为 HRV 曲线去趋势波动分析第一部分(第 1 ~ 11 个点)拟合直线的斜率,所述的 α_2 为 HRV 曲线去趋势波动分析第二部分(第 12 个点到最后一个点)拟合直线的斜率。

[0063] 步骤 6、选择特征参数。根据可回溯的贪婪搜索扩张和 CfsSubsetEval 属性评估方法获得心率变异性分析的特征参数集。1、选择一个心率变异性参数为初始属性集 R_1 ,计算当前属性集的评分;2、增加属性集的心率变异性分析参数,得到第二个属性集 R_2 ,计算第二个属性集的评分;3、重复步骤 2,得到第 i 个(i 为正整数)属性集 R_i ;4、比较属性集 R_i 与

R_{i-1} 的得分,如果连续 N (N 为正整数) 次 R_i 评分高于 R_{i-1} ,回到步骤 3;否则计算结束,属性集 R_i 即为特征参数集。以 92 个样本集为实验例,上述过程中获取到的特征参数集为,静息态参数 :pNN50、LF、HF、TP、 α_1 ;深呼吸态数据 :RMSSD、pNN50、VLF、LF、 α_1 ;瓦尔萨尔瓦态参数 :pNN50、TP、pVLF、nLF、nHF;站立态参数 :Mean。

[0064] 步骤 7、模型建立。初始化样本空间为由 92 个样本均匀分布组成,第 n 个样本的分布概率为 q_{n0} ,经第一次训练得到弱分类器 h_1 ,分类结果的准确率为 α_1 ,然后修正样本空间,减小分类正确的样本的权重 : $q_{r1} = A_r q_{r0}$, r 为正确分类的样本编号, A_r 为第 r 个样本的权重, $A_r < 1$;增大分类错误的样本的权重 : $q_{w1} = A_w q_{w0}$, w 为错误分类的样本编号, A_w 为第 w 个样本的权重, $A_w > 1$;且 $\sum_{i=1}^{92} A_i = 1$,得到第二个样本空间 X_1 ,经第二次训练得到弱分类器 h_2 ,分

类结果的准确率为 α_2 ,经 t 次重复训练,得到 t 个弱分类器 h_i ,分类结果的准确率为 α_i ,所述 $h_i = \{h_i | i = 1, 2, 3, \dots, t\}$, t 为正整数,所述抑郁程度量化评估模型的表达式为 :

$$[0065] \quad H = \sum_{i=1}^t h_i p_i, p_i = \alpha_i / (\alpha_1 + \alpha_2 + \dots + \alpha_t),$$

[0066] 其中, h_i 表示第 t 个弱分类器, α_i 表示第 t 个弱分类器的权重 ; p_i 为根据分类器的准确率计算的每个分类器的权重。

[0067] 选择特征参数和模型建立的详细流程如图 4 所示。

[0068] 步骤 8,模型应用。数据输入模型,获取诊断结果。将数据输入分类器 H ,得到数据的分类结果。

[0069] 步骤 9、建立数据库。数据管理,能够完成按关键字检索数据、按特定属性对数据排序和按特定属性筛选数据。数据库能够方便对系统中所有数据的管理,增加系统的实用性和可操作性。

[0070] 步骤 10、模型修正。校正当前数据的测试结果,并将结果保存到数据库中。模型校正可以增加围产期抑郁症模型的训练样本,能够丰富建立模型所使用的样本量,增加模型中不同等级数据的特征,有利于提高模型分类的准确率。

[0071] 实施过程设计了三组对比试验,第一组采用 54 个孕产妇的样本数据作为围产期抑郁症模型的训练样本集,得到的模型其准确率为 63.2%,第二组采用 71 个孕产妇的样本数据作为围产期抑郁症模型的训练样本集,得到的模型其准确率为 78.87%,第三组采用 92 个孕产妇的样本数据作为围产期抑郁症模型的训练样本集,得到的模型其准确率为 82.5%。由此可见,后续试验中如果继续增大模型训练集,模型的准确率会继续提高。

[0072] 本发明公开的一种基于心率变异性分析方法的抑郁症的评估系统及方法,在围产期抑郁症检测和诊断领域提出一种新的研究方法,该方法能科学、客观的评估孕产妇的抑郁状态等级,能够有效辅助临床对孕产妇进行围产期抑郁症筛查,对预防、发现围产期抑郁症有很大的意义,能有效减少围产期抑郁症的临床发病率,减少抑郁症对围产期妇女及其家庭造成的伤害,具有推广性和临床实用性。

[0073] 上述实施例为本发明较佳的实施方式,但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制,其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化,均应为等效的置换方式,都包含在本发明的保护范围之内。

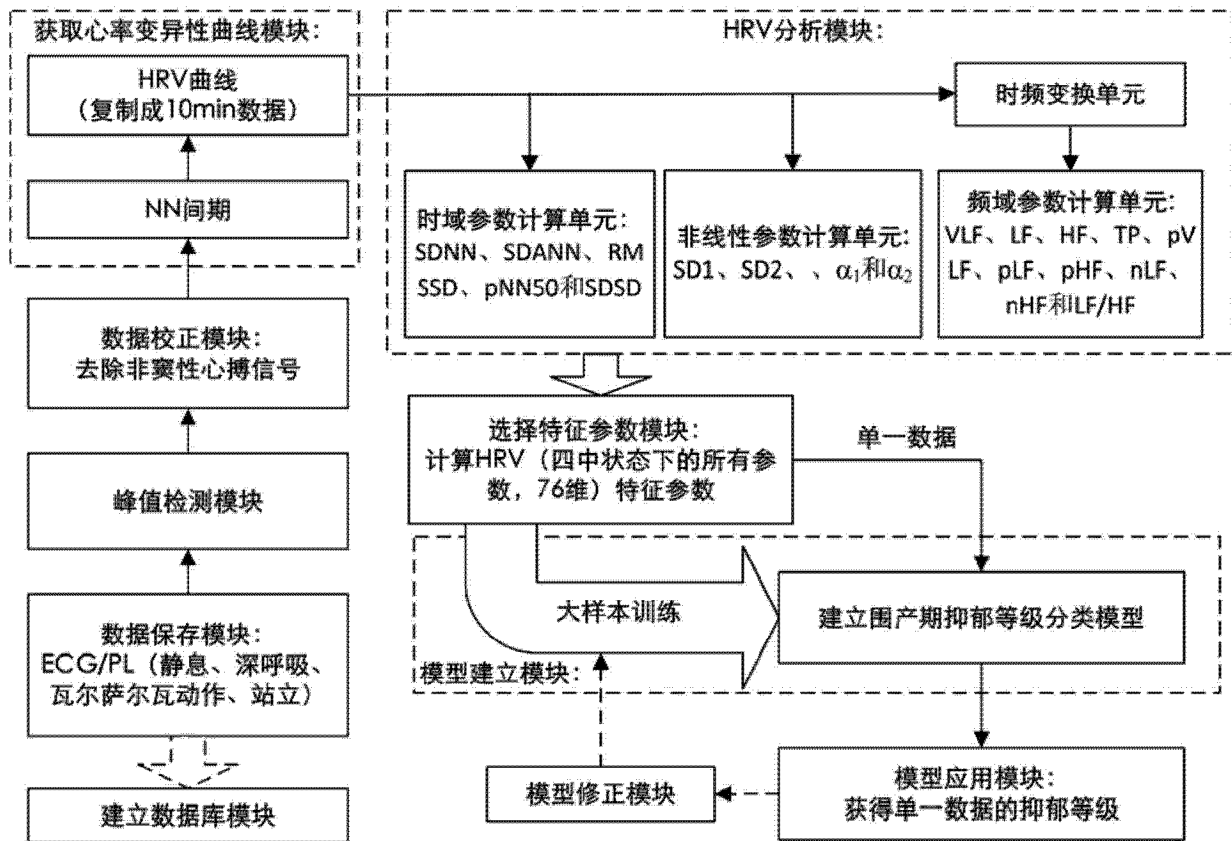


图 1

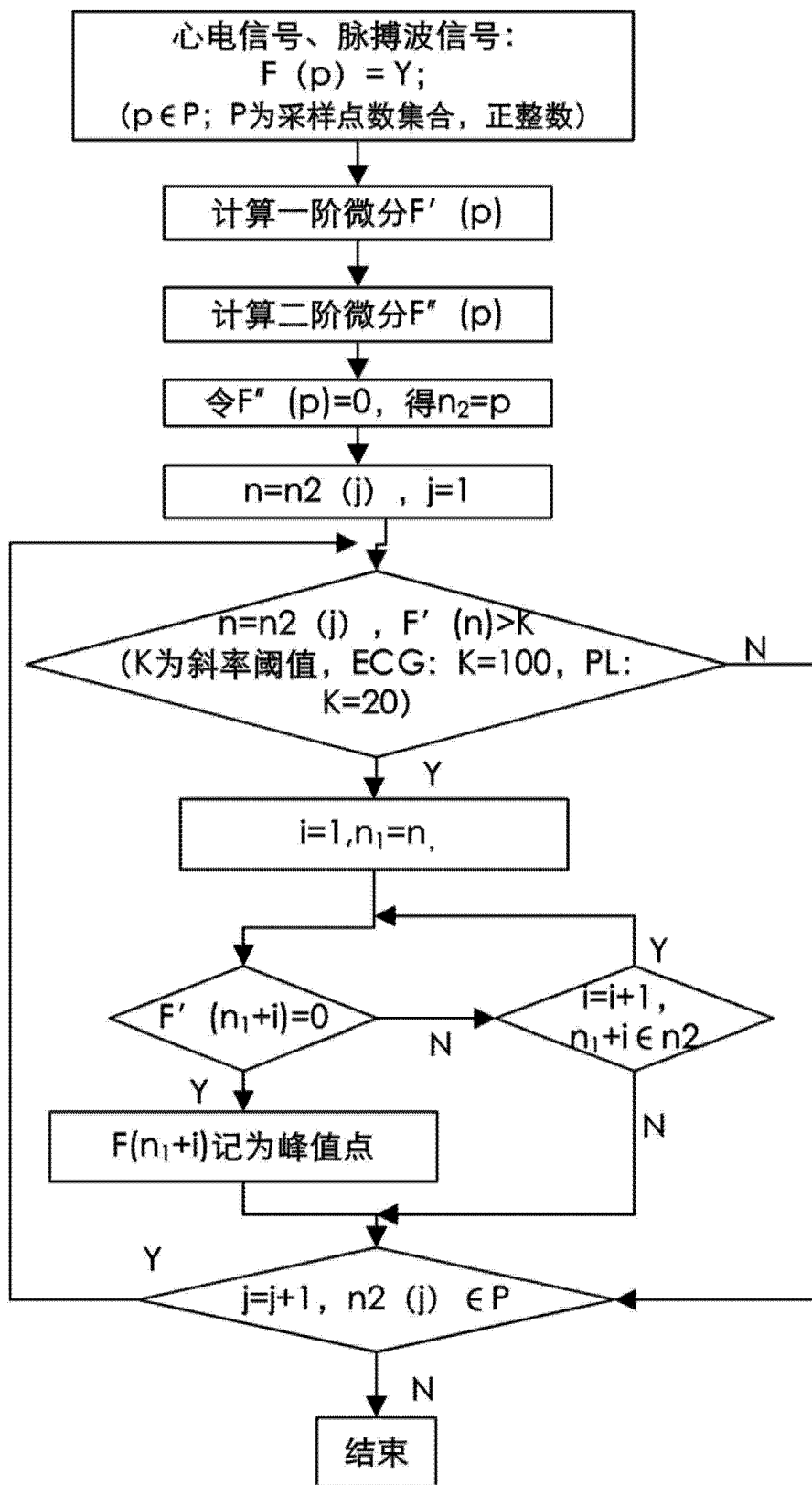


图 2

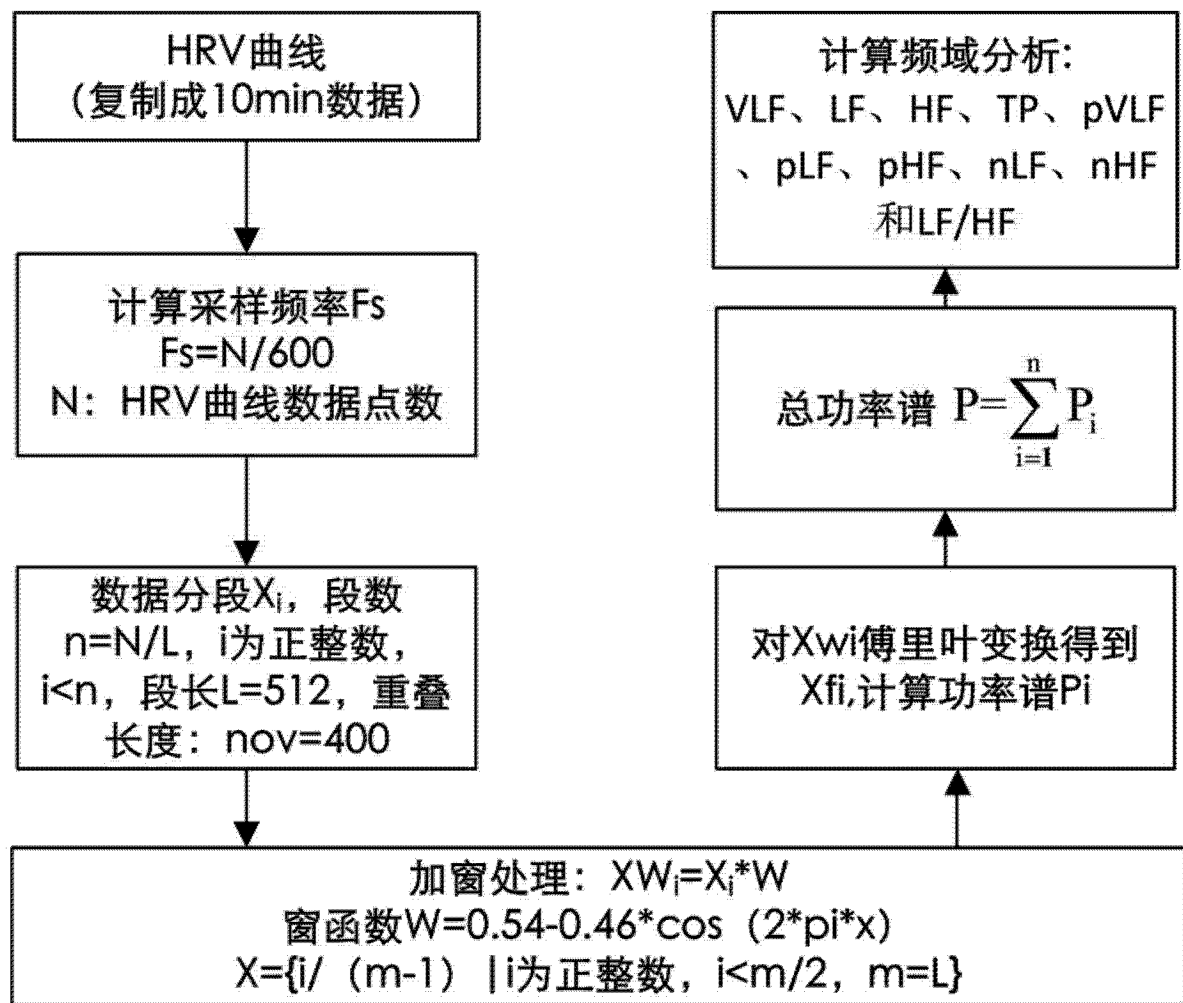


图 3

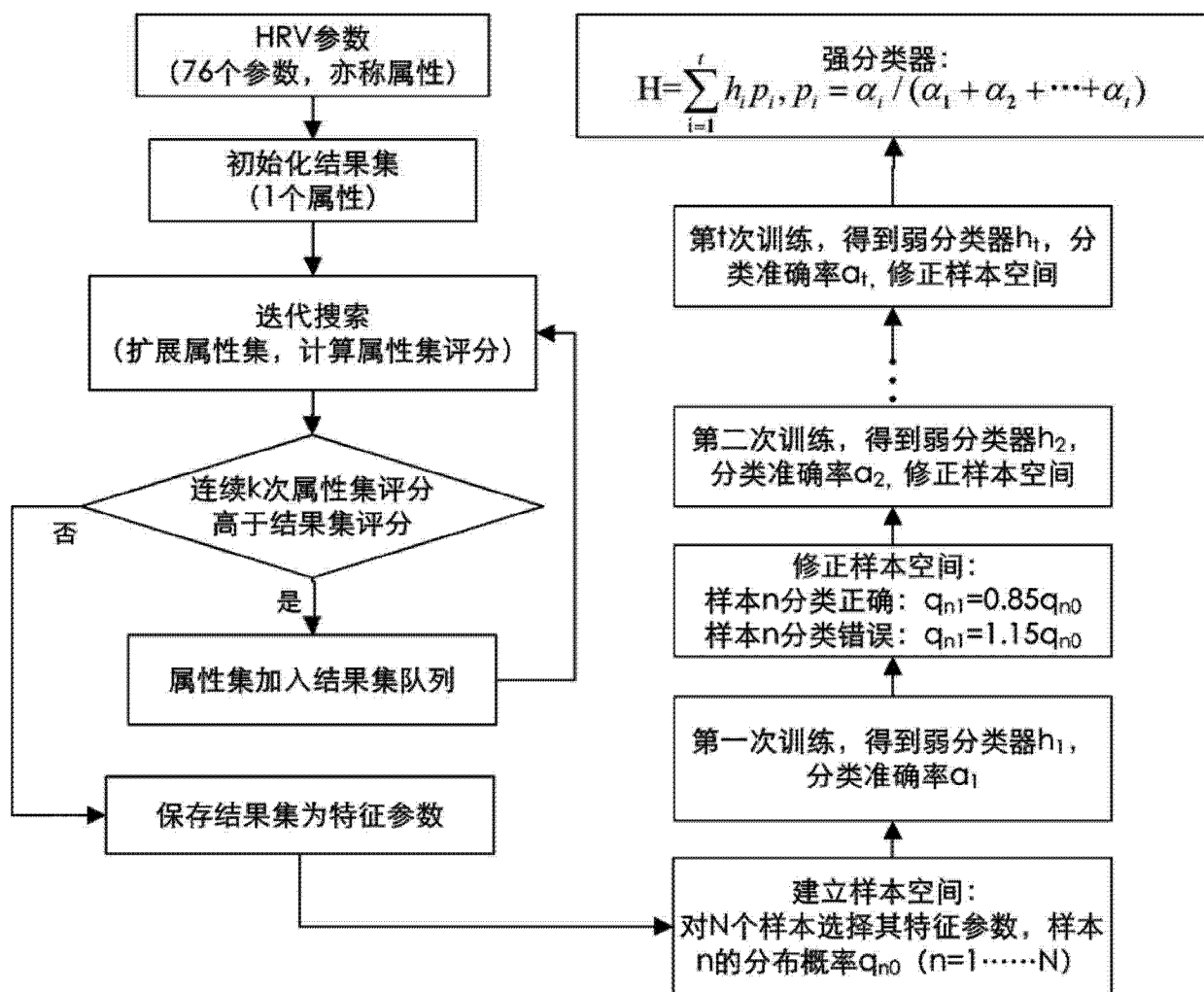


图 4