



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105852807 A

(43)申请公布日 2016.08.17

(21)申请号 201610177382.4

(22)申请日 2016.03.25

(71)申请人 中山大学

地址 510275 广东省广州市新港西路135号
中山大学

(72)发明人 蒋庆 陈文卉

(74)专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限公司 44102

代理人 林丽明

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

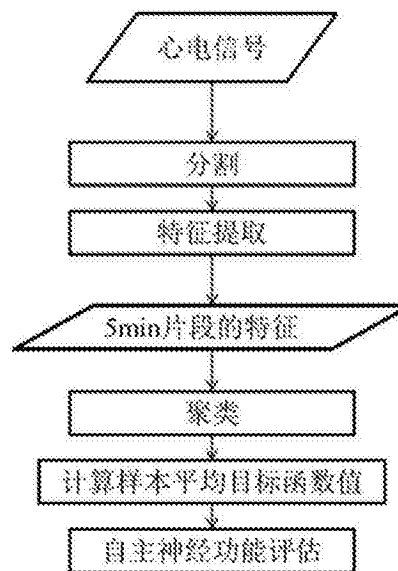
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种无监督式自主神经功能量化评估方法

(57)摘要

本发明提供一种无监督式自主神经功能量化评估方法,将心电信号分割成若干个5min片段,对于各5min片段,逐拍提取其心跳间期并构成心率变异性序列;对心率变异性序列提取多个特征参数并输入模糊c-均值聚类算法中进行聚类,记录聚类后每一5min片段的最大隶属度对应的目标函数值;计算评估对象各5min片段的最大隶属度对应的目标函数值的均值,作为该评估对象的自主神经量化值。本发明利用基于模糊c-均值聚类算法的无监督式模糊聚类评估方法,可以构建一个简单有效的模型来实现对于自主神经功能的量化评估。本发明不限定数据采集过程中评估对象必须处于静息状态;同时,因为本发明设计的运算较为简单,聚类算法常见,因此在实现方面较为可行。



1. 一种无监督式自主神经功能量化评估方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1:采集评估对象的一段时间的体表心电信号,并将该信号分割成若干个5min片段,对于各5min片段,逐拍提取其心跳间期并构成心率变异性序列 $\{RR_i, i=1, 2, \dots, N\}$,其中N为心跳间期的数目;

S2:对每一个5min片段的心率变异性序列 $\{RR_i, i=1, 2, \dots, N\}$,提取多个特征参数;

S3:将计算出来的多个特征参数输入模糊c-均值聚类算法中进行聚类,记录聚类后每一5min片段的最大隶属度对应的目标函数值;

S4:计算评估对象各5min片段的最大隶属度对应的目标函数值的均值,作为该评估对象的自主神经量化值;

S5:根据评估对象的自主神经量化值的大小评估评估对象自主神经系统功能量化等级。

2. 根据权利要求1所述无监督式自主神经功能量化评估方法,其特征在于,步骤S2中提取12个特征参数,包括:均值(M),方差(S),差值均方根(R),pNN50(P),变异系数(CV),低频功率(LF),高频功率(HF),高低频功率比(LH),总功率(TP),近似熵(ApEn),样本熵(SampEn),模糊熵(FuzzyEn)。

3. 根据权利要求2所述无监督式自主神经功能量化评估方法,其特征在于,步骤S3中将提取的12个特征参数输入模糊c-均值聚类算法中进行聚类,其输入特征向量 $I=(M, S, R, P, CV, LF, HF, LH, TP, ApEn, SampEn, FuzzyEn)$ 。

4. 根据权利要求3所述无监督式自主神经功能量化评估方法,其特征在于,步骤S3的具体步骤包括:

S3.1:将各5min片段的输入特征向量I输入模糊c-均值聚类算法中;

S3.2:设定聚类中心数为4,计算每一5min片段对于各聚类中心的隶属度U及对应的目标函数值obj_func;

S3.3:记录每一5min片段的最大隶属度 U_{max} 对应的目标函数值obj_func,其中

$$obj_func = U_{max}^2 \left\| I - c_{belong} \right\|^2, c_{belong} \text{是所属聚类中心。}$$

5. 根据权利要求1所述无监督式自主神经功能量化评估方法,其特征在于,步骤S5中,根据自主神经量化值的大小,将评估对象的自主神经功能等级分为四级:“1”代表自主神经功能为I级,对应自主神经系统正常;“2”代表自主神经功能为II级,对应自主神经系统平衡轻度紊乱;“3”代表自主神经功能为III级,对应自主神经系统平衡中度紊乱;“4”代表自主神经功能为IV级,对应自主神经系统平衡高度紊乱。

一种无监督式自主神经功能量化评估方法

技术领域

[0001] 本发明涉及自主神经功能评估领域,更具体地,涉及一种无监督式自主神经功能量化评估方法。

背景技术

[0002] 自主神经系统直接或间接调节内脏器官的功能活动,维持机体内外环境的平衡。一旦功能紊乱,即可导致内脏功能活动的失调。自主神经功能紊乱对人们的心身健康及正常生活的危害是很严重的,会引起头痛头昏、失眠、记忆力减退等症状,降低机体免疫力,还影响患者的学习和工作。

[0003] 当自主神经功能紊乱时,心血管系统可出现阵发性高血压、周期性低血压、窦性心动过速或过缓,及类似心肌梗死的表现。目前,对于自主神经功能常用的检查方法有眼心反射、卧立试验、竖毛反射、组胺试验、体位变换试验等,这些方法均需要评估对象在专业人士(如医生)的监督下进行一定的配合检查,然后根据一定的临床标准和经验进行判断,比较繁琐。心电信号作为一种常见的体表信号,具有易采集、非侵入式的特点,广泛用于各种疾病的检查之中,相关研究分析广泛。心率变异性(heart rate variability,简称HRV)研究是由心电信号发展而来的一种用于评估心血管系统健康状况的方法。随着心率变异性研究的广泛展开,发现心率变异性的差异与调节心脏的自主神经功能活动密切相关,即心率变异性指标对于评估自主神经功能有重要价值。

[0004] 研究表明,慢性心力衰竭(congestive heart failure,简称CHF)患者的HRV分析表现出心率变异性指标与自主神经功能间的密切关联。本发明基于不同等级心力衰竭患者对应不同自主神经紊乱程度,即健康人自主神经功能正常,自主神经功能1级;NYHA分级I-II级CHF患者自主神经功能轻度紊乱,自主神经功能2级;NYHA分级III级CHF患者自主神经功能中度紊乱,自主神经功能3级;NYHA分级IV级CHF患者自主神经功能重度紊乱,自主神经功能4级,来验证评估对象的自主神经功能水平对应的量化等级。

[0005] 建立基于心率变异性的无监督式自主神经功能量化评估标准,对于临床上预防类似心力衰竭等受自主神经调控的疾病及其预后可以提供参考依据。

发明内容

[0006] 本发明为克服上述现有技术所述的至少一种缺陷,提供一种简单、有效、无需静息状态的无监督式自主神经功能量化评估方法。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明的技术方案如下:

[0008] 一种无监督式自主神经功能量化评估方法,包括以下步骤:

[0009] S1:采集评估对象的一段时间的体表心电信号,并将该信号分割成若干个5min片段,对于各5min片段,逐拍提取其心跳间期并构成心率变异性序列 $\{RR_i, i=1, 2, \dots, N\}$,其中N为心跳间期的数目;

[0010] S2:对每一个5min片段的心率变异性序列 $\{RR_i, i=1, 2, \dots, N\}$,提取多个特征参数;

[0011] S3:将计算出来的多个特征参数输入模糊c-均值聚类算法中进行聚类,记录聚类后每一5min片段的最大隶属度对应的目标函数值;

[0012] S4:计算评估对象各5min片段的最大隶属度对应的目标函数值的均值,作为该评估对象的自主神经量化值;

[0013] S5:根据评估对象的自主神经量化值的大小评估评估对象自主神经系统功能量化等级。

[0014] 在一种优选的方案中,步骤S2中提取12个特征参数,包括:均值(M),方差(S),差值均方根(R),pNN50(P),变异系数(CV),低频功率(LF),高频功率(HF),高低频功率比(LH),总功率(TP),近似熵(ApEn),样本熵(SampEn),模糊熵(FuzzyEn)。

[0015] 3.根据权利要求2所述无监督式自主神经功能量化评估方法,其特征在于,步骤S3中将提取的12个特征参数输入模糊c-均值聚类算法中进行聚类,其输入特征向量 $I=(M,S,R,P,CV,LF,HF,LH,TP,ApEn,SampEn,FuzzyEn)$ 。

[0016] 在一种优选的方案中,步骤S3的具体步骤包括:

[0017] S3.1:将各5min片段的输入特征向量I输入模糊c-均值聚类算法中;

[0018] S3.2:设定聚类中心数为4,计算每一5min片段对于各聚类中心的隶属度U及对应的目标函数值obj_func;

[0019] S3.3:记录每一5min片段的最大隶属度 U_{max} 对应的目标函数值obj_func,其中

$$obj_func = U_{max}^2 \left\| I - c_{belong} \right\|^2, c_{belong} \text{是所属聚类中心。}$$

[0020] 在一种优选的方案中,步骤S5中,根据自主神经量化值的大小,将评估对象的自主神经功能等级分为四级:“1”代表自主神经功能为I级,对应自主神经系统正常;“2”代表自主神经功能为II级,对应自主神经系统平衡轻度紊乱;“3”代表自主神经功能为III级,对应自主神经系统平衡中度紊乱;“4”代表自主神经功能为IV级,对应自主神经系统平衡高度紊乱。

[0021] 与现有技术相比,本发明技术方案的有益效果是:本发明提供一种无监督式自主神经功能量化评估方法,将体表心电信号分割成若干个5min片段,对于各5min片段,逐拍提取其心跳间期并构成心率变异性序列;对心率变异性序列提取多个特征参数并输入模糊c-均值聚类算法中进行聚类,记录聚类后每一5min片段的最大隶属度对应的目标函数值;计算评估对象各5min片段的最大隶属度对应的目标函数值的均值,作为该评估对象的自主神经量化值。本发明利用基于模糊c-均值聚类算法的无监督式模糊聚类评估方法,可以构建一个简单有效的模型来实现对于自主神经功能的量化评估。本发明中的多个特征参数不对HRV序列作平稳性假设,因此本发明不限定数据采集过程中评估对象必须处于静息状态,只要是正常的日常生理生活状态采集体表心电信号,即可应用本发明的方法。同时,因为本发明设计的运算较为简单,聚类算法常见,因此在实现方面较为可行。

附图说明

[0022] 图1是本发明无监督式自主神经功能量化评估方法的原理框图。

[0023] 图2是本发明无监督式自主神经功能量化评估方法的实验流程框图。

[0024] 图3是本发明采用的模糊c聚类算法的原理框图。

具体实施方式

[0025] 附图仅用于示例性说明,不能理解为对本专利的限制;

[0026] 对于本领域技术人员来说,附图中某些公知结构及其说明可能省略是可以理解的。

[0027] 下面结合附图和实施例对本发明的技术方案做进一步的说明。

[0028] 实施例1

[0029] 如图1-2所示,一种无监督式自主神经功能量化评估方法,包括以下步骤:

[0030] S1:采集评估对象的20小时体表心电信号,并将该信号分割成240个5min 片段,对于各5min片段,逐拍提取其心跳间期并构成心率变异性序列 $\{RR_i, i=1, 2, \dots, N\}$,其中N为心跳间期的数目;

[0031] S2:对每一个5min片段的心率变异性序列 $\{RR_i, i=1, 2, \dots, N\}$,提取12个特征参数;特征参数包括:均值(M),方差(S),差值均方根(R),pNN50(P),变异系数(CV),低频功率(LF),高频功率(HF),高低频功率比(LH),总功率(TP),近似熵(ApEn),样本熵(SampEn),模糊熵(FuzzyEn)。

[0032] S3:计算出来的12个特征参数构成输入特征向量 $I=(M, S, R, P, CV, LF, HF, LH, TP, ApEn, SampEn, FuzzyEn)$,将特征向量I输入模糊c-均值聚类算法中进行聚类,记录聚类后每一5min片段的最大隶属度对应的目标函数值,模糊c-均值聚类算法的原理如图3所示。

[0033] 本实施例中,步骤S3的具体步骤包括:

[0034] S3.1:将各5min片段的输入特征向量I输入模糊c-均值聚类算法中;

[0035] S3.2:设定聚类中心数为4,计算每一5min片段对于各聚类中心的隶属度U及对应的目标函数值obj_func;

[0036] S3.3:记录每一5min片段的最大隶属度 U_{max} 对应的目标函数值obj_func,其中

$$obj_func = U_{max}^2 \left\| I - C_{belong} \right\|^2, C_{belong} \text{ 是所属聚类中心。}$$

[0037] S4:计算评估对象240个5min片段的最大隶属度所对应的目标函数值obj_func的均值,将该均值作为评估对象在长时间(20小时)内自主神经功能紊乱的平均水平,用来评估评估对象的自主神经量化等级;

[0038] S5:根据自主神经量化值的大小,将评估对象的自主神经功能等级分为1级、2级、3级、4级,是基于不同等级心力衰竭患者对应不同自主神经紊乱程度,即健康人自主神经功能正常,自主神经功能1级;NYHA分级I-II级CHF患者自主神经功能轻度紊乱,自主神经功能2级;NYHA分级III级CHF患者自主神经功能中度紊乱,自主神经功能3级;NYHA分级IV级CHF患者自主神经功能重度紊乱,自主神经功能4级,来实现评估对象的自主神经功能平均水平对应的量化等级判断。

[0039] 该方法的原理是基于正常日常生理生活状态(无剧烈运动)下在评估对象体表采集心电信号,经寻找每次心跳的R峰位置逐拍提取心跳间期(RR间期)构成HRV(心率变异性)序列,提取其特征参数构成特征向量,然后通过模糊c-均值聚类算法获得评估对象的自主神经功能平均水平,实现对评估对象自主神经功能量化评估。

[0040] 本实施例中,步骤S2中12个特征参数的计算方法分别如下:

[0041] (1)均值(M)的计算: $M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i$;

[0042] (2)方差(S)的计算: $S = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR_i - M)^2}$;

[0043] (3)差值均方根(R)的计算: $R = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} RR_i}$;

[0044] (4)pNN50(P)的计算: $P = \text{numof}(NN > 50) / \text{totalNN} * 100\%$, 其中, numof(NN > 50)表示大于50ms的心跳间期的个数, totalNN表示心跳间期的总数;

[0045] (5)变异系数(CV)的计算: $CV = M/S$;

[0046] (6)低频功率(LF)的计算: 0.04~0.15HZ频段功率;

[0047] (7)高频功率(HF)的计算: 0.15~0.4HZ频段功率;

[0048] (8)高低频功率比(LH)的计算: $LH = LF/HF$;

[0049] (9)总功率(TP)的计算: $TP = \int_{-\infty}^{+\infty} f^2(t) dt$, 其中f函数是RRi序列, $t = i$;

[0050] (10)近似熵(ApEn)的计算:

[0051] 对序列{RRi, i=1, 2, ..., N}构建二维模板, 得到二维矢量序列:

[0052] $X(j) = (RR_j, RR_{j+1})$, 其中 $j = 1, 2, \dots, N-1$;

[0053] 计算序列 $X(j) = (RR_j, RR_{j+1})$, $j = 1, 2, \dots, N-1$ 中每两个矢量 $X(i)$ 和 $X(j)$ 之间的间距d:

[0054] $d = d[X(i), X(j)] = \max(X(i) - X(j))$

[0055] 设定阈值 $r = 0.2 \times \text{std}(RR)$, 统计d中各行各列小于该阈值的值个数并求平均 ϕ^2 , 即为矢量相同概率:

[0056] $\phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_i^m(r)$, 其中 $(C_i^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \text{num}(d < r))$;

[0057] 将模板维度加1, 重复上述步骤, 求 ϕ^3 ;

[0058] 最后, 计算近似熵 $\text{ApEn} = \ln(\phi^2 - \phi^3)$ 。

[0059] (11)样本熵(SampEn)的计算:

[0060] 对序列{RRi, i=1, 2, ..., N}构建二维模板, 得到二维矢量序列:

[0061] $X(j) = (RR_j, RR_{j+1})$, $j = 1, 2, \dots, N-1$

[0062] 计算序列 $X(j) = (RR_j, RR_{j+1})$, $j = 1, 2, \dots, N-1$ 中每两个矢量 $X(i)$ 和 $X(j)$ 之间的间距d:

[0063] $d = d[X(i), X(j)] = \max(X(i) - X(j))$

[0064] 设定阈值 $r = 0.2 \times \text{std}(RR)$, 统计d中各行各列小于该阈值的值个数并求平均 ϕ^2 , 即为矢量相同概率,

[0065] $\phi^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} C_i^m(r)$, 其中 $(C_i^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \text{num}(d < r), i \neq j)$;

[0066] 将模板维度加1, 重复上述步骤, 求 ϕ^3 ;

[0067] 最后, 计算模糊熵 $\text{SampEn} = \ln(\phi^2 - \phi^3)$ 。

[0068] (12)模糊熵(FuzzyEn)的计算:

[0069] 对序列 $\{RR_i, i=1, 2, \dots, N\}$ 构建二维模板,得到二维矢量序列:

[0070] $X(j) = (RR_j, RR_{j+1}), j=1, 2, \dots, N-1$

[0071] 计算序列 $X(j) = (RR_j, RR_{j+1}), j=1, 2, \dots, N-1$ 中每两个矢量 $X(i)$ 和 $X(j)$ 之间的间距 d :

[0072] $d = d[X(i), X(j)] = \max(X(i) - X(j))$

[0073] 设定阈值 $r = 0.2 \times \text{std}(RR)$,对间距做模糊化处理 $u = \exp(-d^n/r)$,求所得各 u 的均值 ϕ^2 ,即为矢量相同概率;

[0074] 将模板维度加1,重复上述步骤,求 ϕ^3 ;

[0075] 最后,计算模糊熵 $\text{FuzzyEn} = \ln(\phi^2 - \phi^3)$ 。

[0076] 本发明中,特征参数提取包括时域特征(均值(M),方差(S),差值均方根(R),pNN50(P),变异系数(CV)),频域特征(低频功率(LF),高频功率(HF),高低频功率比(LH),总功率(TP))和熵特征(近似熵(ApEn),样本熵(SampEn),模糊熵(FuzzyEn))。传统心率变异性指标(时域/频域特征)能够在一定程度上反映自主神经系统功能的变化,即交感神经与副交感神经功能变化状况。熵指标主要是反映人体机能处于混乱的程度。自主神经主要是控制人体内脏器官在不同状态下的活动状况,心脏作为人体活动的一大重要器官,交感神经兴奋时,心输出与心率增加,副交感神经则相反,二者相互拮抗平衡,共同调节心脏。当人体的这一自主神经平衡被打破,即出现紊乱时,会表征出一系列的病症。对于慢性心力衰竭的患者而言,这一平衡的打破程度意味着疾病的不断恶化。在本发明中,对于长时间(20小时)数据进行分段处理再平均以计算评估对象的自主神经功能水平均值,用以评估自主神经功能量化等级,自主神经功能等级与突发事件发生概率正相关,可以作为突发事件发生概率的辅助指标,为减少相应疾病的致死率提供一定的参考。

[0077] 本发明中,无监督式模糊c聚类算法被用于构建基于心率变异性特征参数的自主神经功能量化评估。对于每个5min片段提取的12个特征参数均构成一个高维的特征空间,用于描述该样本的自主神经功能状态,确定对应的自主神经功能程度。而且,模糊c聚类算法可以较好的实现模糊区域划分,区分不同状态下的5min片段,可以建立较好的自主神经功能指标及等级量化,基于该方法可以将评估对象区分为四个等级:“1”代表自主神经功能为I级,对应自主神经系统正常;“2”代表自主神经功能为II级,对应自主神经系统平衡轻度紊乱;“3”代表自主神经功能为III级,对应自主神经系统平衡中度紊乱;“4”代表自主神经功能为IV级,对应自主神经系统平衡高度紊乱。因此,利用基于模糊c聚类算法的无监督式模糊聚类评估方法,可以构建一个简单有效的模型来实现对于自主神经功能的量化评估。

[0078] 本发明中的12个特征参数不对HRV序列作平稳性假设,因此本发明不限定数据采集过程中评估对象必须处于静息状态,只要是正常的日常生理生活状态(即无剧烈运动)下采集20小时的体表心电信号,即可应用本发明的方法。同时,因为本发明设计的运算较为简单,聚类算法常见,因此在实现方面较为可行。

[0079] 显然,本发明的上述实施例仅仅是为清楚地说明本发明所作的举例,而并非是对本发明的实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明权利要求

的保护范围之内。

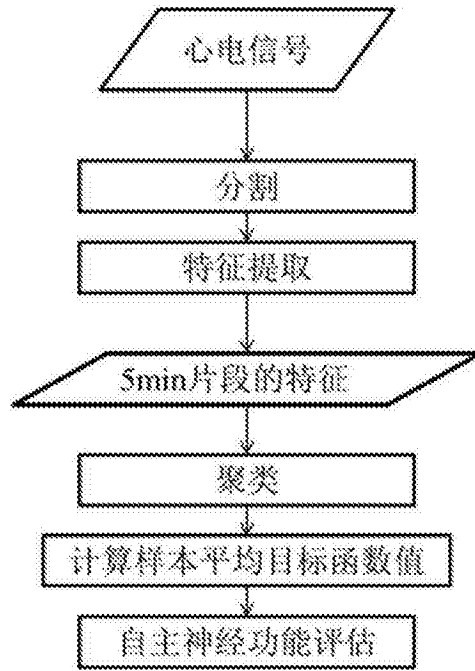


图1

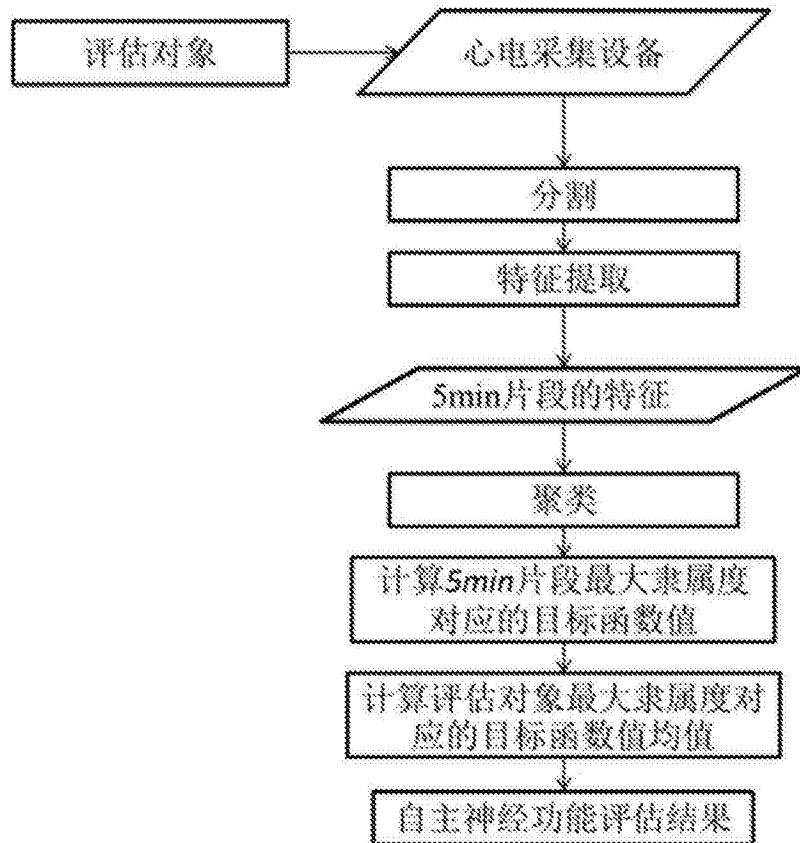


图2

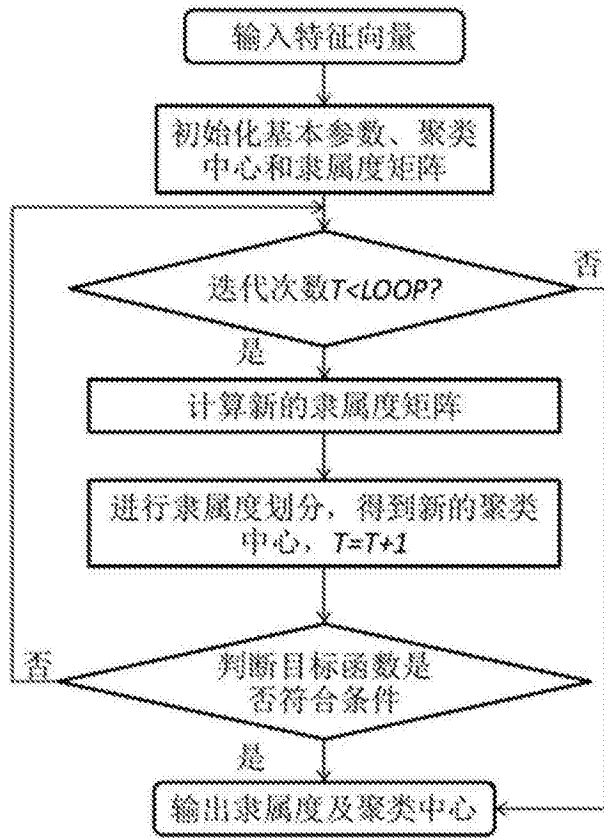


图3

专利名称(译)	一种无监督式自主神经功能量化评估方法		
公开(公告)号	CN105852807A	公开(公告)日	2016-08-17
申请号	CN201610177382.4	申请日	2016-03-25
[标]申请(专利权)人(译)	中山大学		
申请(专利权)人(译)	中山大学		
当前申请(专利权)人(译)	中山大学		
[标]发明人	蒋庆 陈文卉		
发明人	蒋庆 陈文卉		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/4035 A61B5/02405 A61B5/0402		
代理人(译)	林丽明		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种无监督式自主神经功能量化评估方法，将心电信号分割成若干个5min片段，对于各5min片段，逐拍提取其心跳间期并构成心率变异性序列；对心率变异性序列提取多个特征参数并输入模糊c-均值聚类算法中进行聚类，记录聚类后每一5min片段的最大隶属度对应的目标函数值；计算评估对象各5min片段的最大隶属度对应的目标函数值的均值，作为该评估对象的自主神经量化值。本发明利用基于模糊c-均值聚类算法的无监督式模糊聚类评估方法，可以构建一个简单有效的模型来实现对于自主神经功能的量化评估。本发明不限定数据采集过程中评估对象必须处于静息状态；同时，因为本发明设计的运算较为简单，聚类算法常见，因此在实现方面较为可行。

