



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110960233 A

(43)申请公布日 2020.04.07

(21)申请号 201911150943.1

(22)申请日 2019.11.21

(71)申请人 唐延智

地址 100000 北京市朝阳区青年路29号院3
号楼1门1101号

(72)发明人 唐延智 赵建军

(74)专利代理机构 北京知呱呱知识产权代理有
限公司 11577

代理人 杜立军

(51) Int. Cl.

A61B 5/16(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

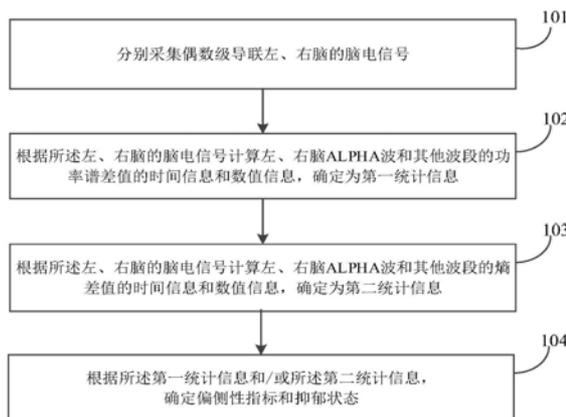
权利要求书2页 说明书9页 附图3页

(54)发明名称

一种基于脑电波的抑郁状态检测方法及系统

(57)摘要

本申请实施例公开了一种基于脑电波的抑郁状态检测方法及系统,其中所述方法包括:分别采集偶数级导联左、右脑的脑电信号;根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,确定为第一统计信息;根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,确定为第二统计信息;根据所述第一统计信息和/或所述第二统计信息,确定偏侧性指标和抑郁状态。实现了根据脑电信号信息检测对象是否处于抑郁状态。



1. 一种基于脑电波的抑郁状态检测方法,其特征在于,所述方法包括:
 - 分别采集偶数级导联左、右脑的脑电信号;
 - 根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,确定为第一统计信息;
 - 根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,确定为第二统计信息;
 - 根据所述第一统计信息和/或所述第二统计信息,确定偏侧性指标和抑郁状态。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,包括:
 - 对采集到的左、右脑的脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并筛选符合设定条件的脑电信号;
 - 对符合设定条件的脑电信号进行全频带的窄带化处理和重构,得到时域信号;
 - 对所述时域信号进行熵处理,得到每个频带的样本熵;
 - 根据所述每个频带的样本熵计算左、右脑Alpha波以及其他波段的熵差值的时间信息和数值信息。
3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述对符合设定条件的脑电信号进行全频带的窄带化处理和重构得到时域信号,包括:
 - 对符合设定条件的脑电信号的全频带信号利用包络法或者频率变换法进行窄带化处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的频域信号;
 - 对所述频域信号利用包络法或者频率变换法进行重构处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的时域信号。
4. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述对所述时域信号进行熵处理,得到每个频带的样本熵,包括:
 - 对所述时域信号进行近似熵、样本熵、均值、方差和标准差的方法进行熵处理,得到每个频带的样本熵。
5. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,所述根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,包括:
 - 对采集到的脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;
 - 对符合设定条件的脑电信号进行小波变换,得到小波变换后的频域信号,并计算所述频域信号的各节律的特征参数;
 - 根据所述频域信号的各节律的特征参数计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息。
6. 一种基于脑电波的抑郁状态检测系统,其特征在于,所述系统包括:
 - 脑电采集模块,用于分别采集偶数级导联左、右脑的脑电信号;
 - 功率谱差值统计模块,用于根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,确定为第一统计信息;
 - 熵差值统计模块,用于根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,确定为第二统计信息;

抑郁状态确定模块,用于根据所述第一统计信息和/或所述第二统计信息,确定偏侧性指标和抑郁状态。

7. 如权利要求6所述的系统,其特征在于,所述熵差值统计模块包括:

噪声处理模块,用于对采集到的左、右脑的脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;

时域信号模块,用于对符合设定条件的脑电信号进行全频带的窄带化处理和重构,得到时域信号;

样本熵确定模块,用于对所述时域信号进行熵处理,得到每个频带的样本熵;

熵差值计算模块,用于根据所述每个频带的样本熵计算左、右脑的Alpha波以及其他波段的熵差值的时间信息和数值信息。

8. 如权利要求7所述的系统,其特征在于,所述时域信号模块具体用于:

对符合设定条件的脑电信号的全频带信号利用包络法或者频率变换法进行窄带化处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的频域信号;

对所述频域信号利用包络法或者频率变换法进行重构处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的时域信号。

9. 如权利要求7所述的系统,其特征在于,所述样本熵确定模块具体用于:

对所述时域信号进行近似熵、样本熵、均值、方差和标准差的方法进行熵处理,得到每个频带的样本熵。

10. 如权利要求6所述的系统,其特征在于,所述功率谱差值统计模块包括:

噪声处理模块,用于对采集到的脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;

特征参数确定模块,用于对符合设定条件的脑电信号进行小波变换,得到小波变换后的频域信号,并计算所述频域信号的各节律的特征参数;

功率谱差值计算模块,用于根据所述频域信号的各节律的特征参数计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息。

一种基于脑电波的抑郁状态检测方法及系统

技术领域

[0001] 本申请实施例涉及数字信号处理技术领域,具体涉及一种基于脑电波的抑郁状态检测方法及系统。

背景技术

[0002] 脑电波 (Electroencephalogram, EEG) 是一种使用电生理指标记录大脑活动的方法,大脑在活动时,大量神经元同步发生的突触后电位经总和后形成的。它记录大脑活动时的电波变化,是脑神经细胞的电生理活动在大脑皮层或头皮表面的总体反映。

[0003] 抑郁症是全球常见且易复发的一种心境障碍或情感性障碍,其临床症状表现为情绪低落、思维迟缓、意志活动减退,还可能出现睡眠障碍、反复自杀念头等。世界卫生组织统计发现,抑郁症已成为世界第四大疾病,预测到2020年抑郁症将成为全球第二大疾病。在中国,抑郁症的诊断主要采用中国《精神障碍分类和诊断标准》,通过病人或其家属的口头报告和临床医生的直接观察来判断病人是否有抑郁症。但是,这些诊断方法对抑郁症的症状诊断采用是或否的方式、自我报告和临床观察的方法具有较强的主观性,从而导致抑郁症的诊断出现误差。在抑郁症的检查中,抑郁状态的检测非常关键。

[0004] 因此,业内亟需一种可以准确分析出脑电波数据中所包含信息、从而判断抑郁状态的客观检测手段。

发明内容

[0005] 为此,本申请实施例提供一种基于脑电波的抑郁状态检测方法和系统,根据脑电波检测对象是否处于抑郁状态。

[0006] 为了实现上述目的,本申请实施例提供如下技术方案:

[0007] 根据本申请实施例的第一方面,提供了一种基于脑电波的抑郁状态检测方法,所述方法包括:

[0008] 分别采集偶数级导联左、右脑的脑电信号;

[0009] 根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,确定为第一统计信息;

[0010] 根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,确定为第二统计信息;

[0011] 根据所述第一统计信息和/或所述第二统计信息,确定偏侧性指标和抑郁状态。

[0012] 可选地,所述根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,包括:

[0013] 对采集到的左、右脑脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;

[0014] 对符合设定条件的脑电信号进行全频带的窄带化处理和重构,得到时域信号;

[0015] 对所述时域信号进行熵处理,得到每个频带的样本熵;

[0016] 根据所述每个频带的样本熵计算左、右脑Alpha波以及其他波段熵的差值的时间信息和数值信息。

[0017] 可选地,所述对符合设定条件的脑电信号进行全频带的窄带化处理和重构得到时域信号,包括:

[0018] 对符合设定条件的脑电信号的全频带信号利用包络法或者频率变换法进行窄带化处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的频域信号;

[0019] 对所述频域信号利用包络法或者频率变换法进行重构处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的时域信号。

[0020] 可选地,所述对所述时域信号进行熵处理,得到每个频带的样本熵,包括:

[0021] 对所述时域信号进行近似熵、样本熵、均值、方差和标准差的方法进行熵处理,得到每个频带的样本熵。

[0022] 可选地,所述根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,包括:

[0023] 对采集到的脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;

[0024] 对符合设定条件的脑电信号进行小波变换,得到小波变换后的频域信号,并计算所述频域信号的各节律的特征参数;

[0025] 根据所述频域信号的特征参数计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息。

[0026] 根据本申请实施例的第二方面,提供了基于脑电波的抑郁状态检测系统,所述系统包括:

[0027] 脑电采集模块,用于分别采集偶数级导联左、右脑的脑电信号;

[0028] 功率谱差值统计模块,用于根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,确定为第一统计信息;

[0029] 熵差值统计模块,用于根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,确定为第二统计信息;

[0030] 抑郁状态确定模块,用于根据所述第一统计信息和/或所述第二统计信息,确定偏侧性指标和抑郁状态。

[0031] 可选地,所述熵差值统计模块包括:

[0032] 噪声处理模块,用于对采集到的左、右脑脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;

[0033] 时域信号模块,用于对符合设定条件的脑电信号进行全频带的窄带化处理和重构,得到时域信号;

[0034] 样本熵确定模块,用于对所述时域信号进行熵处理,得到每个频带的样本熵;

[0035] 熵差值计算模块,用于根据所述每个频带的样本熵计算左、右脑Alpha波以及其他波段熵的差值的时间信息和数值信息。

[0036] 可选地,所述时域信号模块具体用于:

[0037] 对符合设定条件的脑电信号的全频带信号利用包络法或者频率变换法进行窄带

化处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的频域信号;

[0038] 对所述频域信号利用包络法或者频率变换法进行重构处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的时域信号。

[0039] 可选地,所述样本熵确定模块具体用于:

[0040] 对所述时域信号进行近似熵、样本熵、均值、方差和标准差的方法进行熵处理,得到每个频带的样本熵。

[0041] 可选地,所述功率谱差值统计模块包括:

[0042] 噪声处理模块,用于对采集到的脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;

[0043] 特征参数确定模块,用于对符合设定条件的脑电信号进行小波变换,得到小波变换后的频域信号,并计算所述频域信号的各节律的特征参数;

[0044] 功率谱差值计算模块,用于根据所述频域信号的各节律的特征参数计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息。

[0045] 综上所述,通过本申请实施例提供的基于脑电波的抑郁状态检测方法和系统,通过分别采集偶数级导联左、右脑的脑电信号;根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,确定为第一统计信息;根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,确定为第二统计信息;根据所述第一统计信息和/或所述第二统计信息确定偏侧性指标和抑郁状态。实现了根据脑电信号信息检测对象是否处于抑郁状态。

附图说明

[0046] 为了更清楚地说明本发明的实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对实施方式或现有技术描述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示例性的,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,还可以根据提供的附图引伸获得其它的实施附图。

[0047] 本说明书所绘示的结构、比例、大小等,均仅用以配合说明书所揭示的内容,以供熟悉此技术的人士了解与阅读,并非用以限定本发明可实施的限定条件,故不具技术上的实质意义,任何结构的修饰、比例关系的改变或大小的调整,在不影响本发明所能产生的功效及所能达成的目的下,均应仍落在本发明所揭示的技术内容能涵盖的范围内。

[0048] 图1为本申请实施例提供的一种基于脑电波的抑郁状态检测方法流程示意图;

[0049] 图2为本申请实施例提供的一种基于脑电波的抑郁状态检测实施例流程图;

[0050] 图3a为本申请实施例提供的实施例示意图之一;

[0051] 图3b为本申请实施例提供的实施例示意图之一;

[0052] 图3c为本申请实施例提供的实施例示意图之一;

[0053] 图4为本申请实施例提供的一种基于脑电波的抑郁状态检测系统结构示意图。

具体实施方式

[0054] 以下由特定的具体实施例说明本发明的实施方式,熟悉此技术的人士可由本说明

书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点及功效,显然,所描述的实施例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做出创造性劳动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。

[0055] 脑电波 (Electroencephalogram, EEG) 是一种使用电生理指标记录大脑活动得方法,大脑在活动时,大量神经元同步发生的突触后电位经总和后形成的。它记录大脑活动时的电波变化,是脑神经细胞的电生理活动在大脑皮层或头皮表面的总体反映。脑电波来源于锥体细胞顶端树突的突触后电位。脑电波同步节律的形成还与皮层丘脑非特异性投射系统的活动有关。脑电波是脑科学的基础理论研究,脑电波监测广泛运用于其临床实践中。

[0056] 针对精神状态中的抑郁状态的检测,基于脑电波的测量方法逐渐得到关注。大量的脑电波 (Electroencephalogram, EEG) 研究已经发现静息额叶 EEG 偏侧化程度与抑郁症之间存在着密切的关系。额叶 EEG 偏侧化考察的是左侧额叶和右侧额叶 alpha 波 (8~13Hz) 的活动,Alpha 波活动的强度与所对应的皮层区活动强度成反比, alpha 波活动越强,表明该脑区活动越弱。同时,大脑左右半球前额叶经常显示出不同的活动水平,这种活动水平的差异叫做大脑不对称性。大脑不对称性的不同形式亦与不同的情绪体验有关,研究发现,左半球高活动性与积极心境相联系,而右半球高活动性是消极心境的标志 (Wheeler, Davidson & Tomarken, 1993)。

[0057] 由此,基于科研成果,通过采集大脑前额叶左右半球脑电的差异性,可有效监测个体情绪状态,进一步可通过抑郁症相关特征参数判断监测对象是否处于抑郁状态范围内。

[0058] 现有技术中也存在精神状态检测方法,需睡眠采集,操作复杂,成本高。若使用本申请实施例提供的基于脑电波的抑郁状态检测方法,无需睡眠采集,只需采集静息状态下的脑电信号,采集方便且可实现便携式佩戴,精准度极高,降低了检查成本。

[0059] 图1示出了本申请实施例提供的一种基于脑电波的抑郁状态检测方法示意图,所述方法包括如下步骤:

[0060] 步骤101:分别采集偶数级导联左、右脑的脑电信号。

[0061] 步骤102:根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑 ALPHA 波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,确定为第一统计信息。

[0062] 步骤103:根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑 ALPHA 波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,确定为第二统计信息。

[0063] 步骤104:根据所述第一统计信息和/或所述第二统计信息,确定偏侧性指标和抑郁状态。

[0064] 在步骤102中,对采集到的脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;进一步,对符合设定条件的脑电信号进行小波变换,得到小波变换后的频域信号,并计算所述频域信号的各节律的特征参数;进一步,根据所述频域信号的各节律的特征参数计算左、右脑 ALPHA 波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息。

[0065] 需要说明的是,功率谱差值的时间信息是指在测试时间段内,左脑功率谱的数值大于右脑功率谱的时间;功率谱差值的数值信息是指在测试时间段内,左脑功率谱的数值累计与右脑功率谱的数值的差值。

[0066] 在步骤103中,对采集到的左、右脑脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;进一步,对符合设定条件的脑电信号进行全频带的窄带化处理和重构,得到时域信号;进一步,对所述时域信号进行熵处理,得到每个频带的样本熵;进一步,根据所述每个频带的样本熵计算左、右脑Alpha波以及其他波段熵的差值的时间信息和数值信息。

[0067] 需要说明的是,熵差值的时间信息是指在测试时间段内,左脑熵的数值大于右脑熵的数值的时间;熵差值的数值信息是指在测试时间段内,左脑熵的数值累计与右脑熵的数值之差。

[0068] 在一种可能的实施方式中,所述对符合设定条件的脑电信号进行全频带的窄带化处理和重构得到时域信号,包括:对符合设定条件的脑电信号的全频带信号利用包络法或者频率变换法进行窄带化处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的频域信号;进一步,对所述频域信号利用包络法或者频率变换法进行重构处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的时域信号。

[0069] 在一种可能的实施方式中,所述对所述时域信号进行熵处理,得到每个频带的样本熵,包括:对所述时域信号进行近似熵、样本熵、均值、方差和标准差的方法进行熵处理,得到每个频带的样本熵。

[0070] 在步骤104中,在确定偏侧性指标和抑郁状态时,可以包括三种情况:第一,根据所述第一统计信息来确定偏侧性指标和抑郁状态;第二,根据所述第二统计信息来确定偏侧性指标和抑郁状态;第三,根据所述第一统计信息和所述第二统计信息来确定偏侧性指标和抑郁状态。

[0071] 为了使本申请实施例提供的基于脑电波的抑郁状态检测方法更加清楚,图2示出了本申请实施例提供的一种基于脑电波的抑郁状态检测方法的实施例,具体包括如下步骤:

[0072] 步骤1:采集两导联和两导联以上的脑电信号。从人脑生理特征来看,左右半脑呈对称性的,基于这样的对称性,采用两导联或两导以上的偶数导联进行监测左右半脑的差异性。

[0073] 步骤2:对采集到的脑电信号进行处理,例如滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,以提高信噪比。

[0074] 步骤3:对信号噪声做识别和标记,对异常信号噪声进行标记,筛选可以使用的脑电信号,将信噪比不处于设定合理范围的信号噪声做识别和标记,所述不处于设定合理范围的信号噪声为信号特征明显不同于正常脑电的信号,例如运动和接触不良造成的干扰信号。

[0075] 步骤4:对全频带信号(0.5Hz-120Hz)做窄带化处理,得到窄带化后的频域信号(Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma及更高的频带)。

[0076] 其中,窄带化处理包括但不限于以下两种方法:第一种是包络法,利用极值法求信号的上包络点和下包络点;第二种是频率变换法,对时域信号做频率变换,按照需求,只保留所需要频段的系数,其他频段系统置零。

[0077] 步骤5:对窄带化处理后的信号做重构,得到重构的时域信号(Delta、Theta、

Alpha、Beta、Gamma及更高的频带)。

[0078] 其中,窄带化信号重构处理包括但不限于以下两种方法:第一种是包络法,对上包络点和下包络点构成的数据进行样条插值,构成高频频带的重构数据;原始数据减去重构的高频频带数据,做下一级低频的窄带化处理,直到信号呈现单调性,结束窄带化过程;第二种是频率变换法,按照需求,只保留所需要频段的系数,其他频段系数置零;对频域信号做逆变换,重构到时域。

[0079] 步骤4和步骤5可以使用带通滤波器和傅里叶变换、逆傅里叶变换的方式实现或小波变换、小波重构实现。

[0080] 步骤6:对重构后的信号进行熵处理,得到每个频带的样本熵。其中,熵处理包括但不限于如下样本熵方法:

[0081] 设给定的一个时间序列长度大小为N,将其表示为 $u(i), i=1, 2, \dots, N$, N控制在512-1024这个区域。

[0082] 步骤一:设给定的数据是 $u(1), u(2), \dots, u(N)$, 点数总和为N。

[0083] 步骤二:先设定一个模式维数为m,后按照序号的大小顺序构建一个m维的矢量 $X_m(1), X_m(2), \dots, X_m(N-m+1)$, 其中的 $X_m(i) = [u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1)]$, $i=1, 2, \dots, N-m+1$ 。这些矢量的意义是第i个点后面m个连续的u值, m取1。

[0084] 步骤三:定义两个矢量 $X_m(i)$ 与 $X_m(j)$ 之间的距离 $d[X_m(i), X_m(j)]$ 是两个向量应的元素里差值最大的那个,即 $d[X_m(i), X_m(j)] = \max(|u(i+k) - u(j+k)|)$ 。其中, $k=0, 1, 2, \dots, m-1; i, j=1, 2, \dots, N-m+1, j \neq i$ 。

[0085] 步骤四:r为预先设定的相识容限,称作阈值。针对每一个 $i \leq N-m+1$ 的值,统计其中 $d[X_m(i), X_m(j)]$ 值小于r的数量,将这个数量称作模板匹配数,并计算这个数量和距离总量N-m的比值,将其记为 $B_{rm}(i) = N_m(i) / (N-m)$ 。利用公式(1)求解出其对全部i的平均值如下:

$$[0086] \quad B^m(r) = (N - m + 1)^{-1} \sum_{i=1}^{N-m+1} B_{rm}(i) \quad \dots\dots (1)$$

[0087] 步骤五:将维数m的值增加1,即为m+1,重复上面所描述的步骤一到步骤四过程,得到 $B^{m+1}(r)$ 。则这个序列的样本熵等于:

$$[0088] \quad \text{SampEn}(m, r) = -\ln \frac{B^{m+1}(r)}{B^m(r)} \quad \dots\dots (2)$$

[0089] 需要说明的是,样本熵通过度量信号中产生新模式的概率大小来衡量时间序列复杂性,样本熵越大,时间序列的复杂性就越大。左右脑活动的强度一方面可以通过能量强度来表现,也可以通过左右脑脑电信号的复杂度来体现。左右脑的样本熵差异反应了左右脑活动的复杂性差异,可以按照一定比例权重融入偏侧性计算,因此作为本申请实施例中考察偏侧性的指标之一。

[0090] 步骤7:计算左、右脑Alpha波以及其他相关波段熵的差值的时间统计信息和数值统计信息。熵的差值的时间统计信息是指在测试时间段内,左脑熵的数值大于右脑熵的数值的时间;熵的差值的数值统计信息是指在测试时间段内,左脑熵的数值累计与右脑熵的数值之差。

[0091] 步骤8:对熵处理后的信号进行小波变换,得到小波分析后的Delta、Theta、Alpha、

Beta、Gamma及更高的频带的频域信号。

[0092] 步骤9:计算各个节律的多维度的特征参数。例如计算Delta、Theta、Alpha、Beta、Gamma及更高的频带等各个节律的频域特征参数。

[0093] 步骤10:计算左、右脑Alpha波及其他相关波段功率谱的差值的时间统计信息和功率谱数值统计信息。功率谱的差值的时间统计信息是指在测试时间段内,左脑功率谱的数值大于右脑功率谱的时间;功率谱的差值的数值统计信息是指在测试时间段内,左脑功率谱的数值累计与右脑功率谱的数值的差值。

[0094] 步骤11:计算偏侧性指标和抑郁状态指标。以左右脑Alpha波差异做主权重,其他频带差异做辅助权重,计算左右半脑的偏侧性;根据偏侧性的严重程度和心理测试统计数据,计算抑郁状态指标。例如80-100为正性偏向;20-80为中性;0-20为负性偏向,容易进入抑郁状态。

[0095] 使用双样本t检验检测步骤7和步骤10中统计的左右半脑指标差异,即验证H1假设(右侧半脑比左侧活跃)。双样本t检验所得T值用于表征偏侧化程度,所得p值,表征偏侧化显著性,一般而言, $p < 0.05$ 时可以认为H1成立。本申请实施例还提供了实际应用中的实施示意图,如图3a、图3b和图3c所示。在实际应用中,图3a示出了左右脑的脑电时域信号示意图;图3b示出了左右半脑的Alpha波功率谱信号示意图,图中下方线条代表右半脑,上方线条为左半脑;图3c示出了左右半脑双样本t检验的t值和p值示意图,图中右侧为p值的坐标,p趋向于0,表面可信度很高;t小于0,表面右半脑Alpha波功率谱小于左半脑Alpha波功率谱,右侧半脑比左侧活跃,处于抑郁状态的范围。由此可以看出,通过采集脑电信号进行分析,进一步对比左右额叶alpha波的活动强度,从而可以分析精神状态,该实验中的对象处于抑郁状态,操作便捷且结果精准。

[0096] 综上所述,通过本申请实施例提供的基于脑电波的抑郁状态检测方法和系统,通过分别采集偶数级导联左、右脑的脑电信号;根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,确定为第一统计信息;根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,确定为第二统计信息;根据所述第一统计信息和/或所述第二统计信息确定偏侧性指标和抑郁状态。实现了根据脑电信号信息检测对象是否处于抑郁状态。通过采集静息状态下的对象脑电信号进行分析,进一步对比左右额叶alpha波的活动强度和复杂度等综合指标,来判断半脑的偏侧性和分析抑郁状态,检测过程便捷,降低了检测成本。

[0097] 基于相同的技术构思,本申请实施例还提供了一种基于脑电波的抑郁状态检测系统,如图4所示,所述系统包括:

[0098] 脑电采集模块401,用于分别采集偶数级导联左、右脑的脑电信号。

[0099] 功率谱差值统计模块402,用于根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息,确定为第一统计信息。

[0100] 熵差值统计模块403,用于根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息,确定为第二统计信息。

[0101] 抑郁状态确定模块404,用于根据所述第一统计信息和/或所述第二统计信息,确定偏侧性指标和抑郁状态。

[0102] 在一种可能的实施方式中,所述功率谱差值统计模块402包括:噪声处理模块,用

于对采集到的脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;特征参数确定模块,用于对符合设定条件的脑电信号进行小波变换,得到小波变换后的频域信号,并计算所述频域信号的各节律的特征参数;功率谱差值计算模块,用于根据所述频域信号的各节律的特征参数计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息。

[0103] 在一种可能的实施方式中,所述熵差值统计模块403包括:

[0104] 噪声处理模块,用于对采集到的左、右脑脑电信号进行信号噪声处理,滤除低频噪声、高频噪声和工频噪声,并确定符合设定条件的脑电信号;时域信号模块,用于对符合设定条件的脑电信号进行全频带的窄带化处理和重构,得到时域信号;样本熵确定模块,用于对所述时域信号进行熵处理,得到每个频带的样本熵;熵差值计算模块,用于根据所述每个频带的样本熵计算左、右脑Alpha波以及其他波段熵的差值的时间信息和数值信息。

[0105] 在一种可能的实施方式中,所述时域信号模块具体用于:对符合设定条件的脑电信号的全频带信号利用包络法或者频率变换法进行窄带化处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的频域信号;对所述频域信号利用包络法或者频率变换法进行重构处理,保留Delta波段、Theta波段、Alpha波段、Beta波段、Gamma波段及更高频带的时域信号。

[0106] 在一种可能的实施方式中,所述样本熵确定模块具体用于:对所述时域信号进行近似熵、样本熵、均值、方差和标准差的方法进行熵处理,得到每个频带的样本熵。

[0107] 本说明书中上述方法的各个实施例均采用递进的方式描述,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处。相关之处参见方法实施例的部分说明即可。

[0108] 需要说明的是,尽管在附图中以特定顺序描述了本发明方法的操作,但这并非要求或者暗示必须按照该特定顺序来执行这些操作,或是必须执行全部所示的操作才能实现期望的结果。附加地或备选地,可以省略某些步骤,将多个步骤合并为一个步骤执行,和/或将一个步骤分解为多个步骤执行。

[0109] 虽然本申请提供了如实施例或流程图的方法操作步骤,但基于常规或者无创造性的手段可以包括更多或者更少的操作步骤。实施例中列举的步骤顺序仅仅为众多步骤执行顺序中的一种方式,不代表唯一的执行顺序。在实际中的装置或客户端产品执行时,可以按照实施例或者附图所示的方法顺序执行或者并行执行(例如并行处理器或者多线程处理的环境,甚至为分布式数据处理环境)。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、产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、产品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,并不排除在包括所述要素的过程、方法、产品或者设备中还存在另外的相同或等同要素。

[0110] 上述实施例阐明的单元、装置或模块等,具体可以由计算机芯片或实体实现,或者由具有某种功能的产品来实现。为了描述的方便,描述以上装置时以功能分为各种模块分别描述。当然,在实施本申请时可以把各模块的功能在同一个或多个软件和/或硬件中实现,也可以将实现同一功能的模块由多个子模块或子单元的组合实现等。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,所述单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时

可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0111] 本领域技术人员也知道,除了以纯计算机可读程序代码方式实现控制器以外,完全可以通过将方法步骤进行逻辑编程来使得控制器以逻辑门、开关、专用集成电路、可编程逻辑控制器和嵌入微控制器等的形式来实现相同功能。因此这种控制器可以被认为是一种硬件部件,而对其内部包括的用于实现各种功能的装置也可以视为硬件部件内的结构。或者甚至,可以将用于实现各种功能的装置视为既可以是实现方法的软件模块又可以是硬件部件内的结构。

[0112] 本申请可以在由计算机执行的计算机可执行指令的一般上下文中描述,例如程序模块。一般地,程序模块包括执行特定任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构、类等等。也可以在分布式计算环境中实践本申请,在这些分布式计算环境中,由通过通信网络而被连接的远程处理设备来执行任务。在分布式计算环境中,程序模块可以位于包括存储设备在内的本地和远程计算机存储介质中。

[0113] 通过以上的实施方式的描述可知,本领域的技术人员可以清楚地了解到本申请可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以存储在存储介质中,如ROM/RAM、磁碟、光盘等,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,移动终端,服务器,或者网络设备等)执行本申请各个实施例或者实施例的某些部分所述的方法。

[0114] 本说明书中的各个实施例采用递进的方式描述,各个实施例之间相同或相似的部分互相参见即可,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处。本申请可用于众多通用或专用的计算机系统环境或配置中。例如:个人计算机、服务器计算机、手持设备或便携式设备、平板型设备、多处理器系统、基于微处理器的系统、置顶盒、可编程的电子设备、网络PC、小型计算机、大型计算机、包括以上任何系统或设备的分布式计算环境等等。

[0115] 以上所述的具体实施例,对本申请的目的、技术方案和有益效果进行了进一步详细说明,所应理解的是,以上所述仅为本申请的具体实施例而已,并不用于限定本申请的保护范围,凡在本申请的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请的保护范围之内。

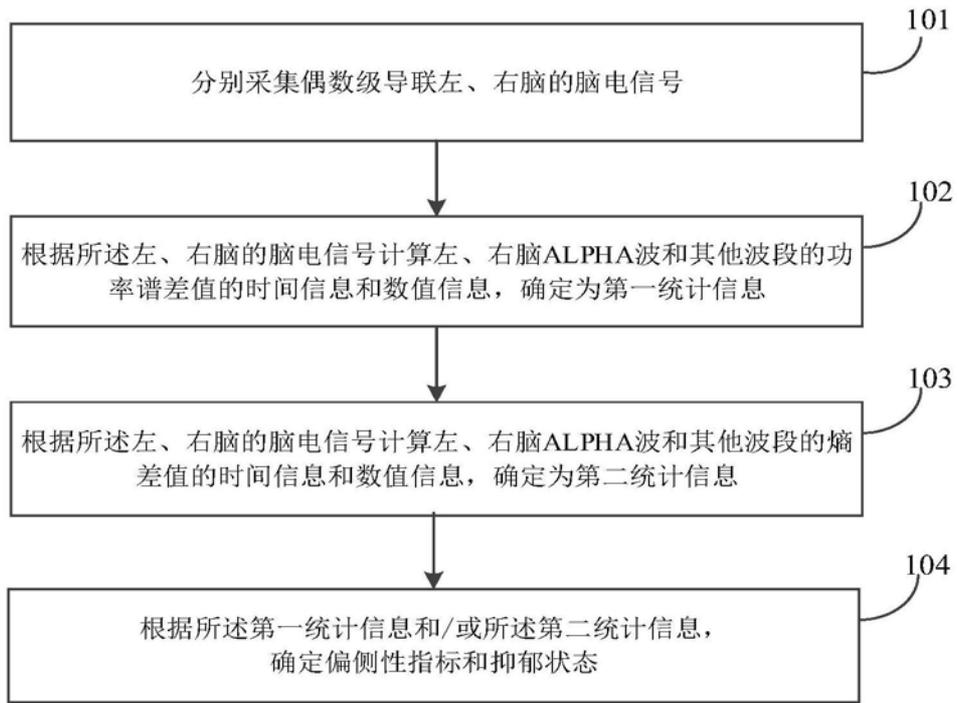


图1

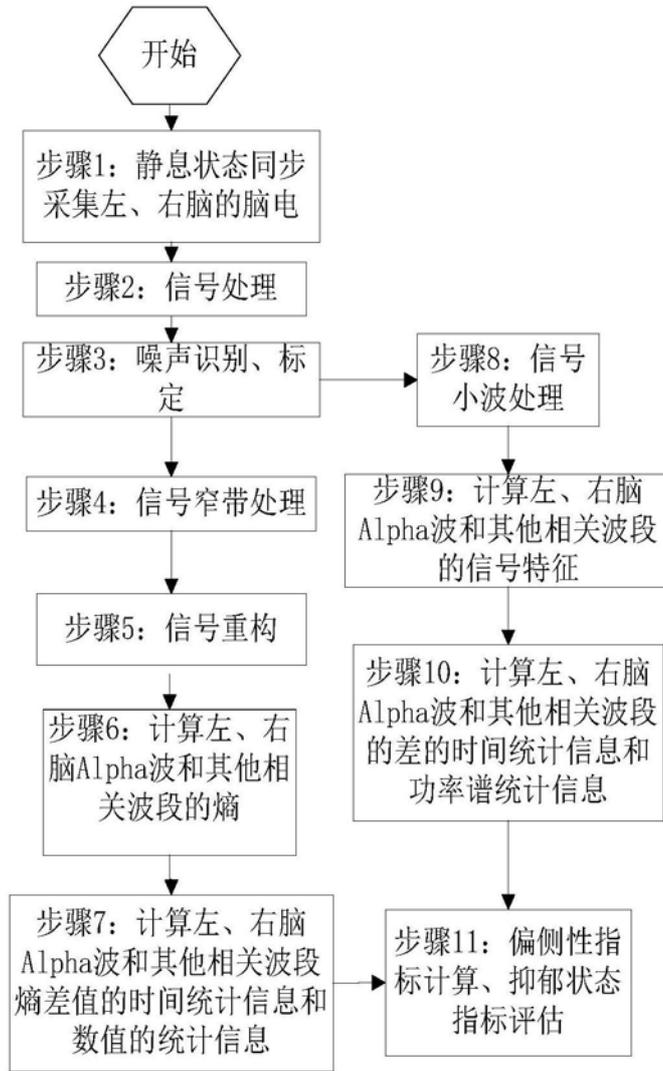


图2

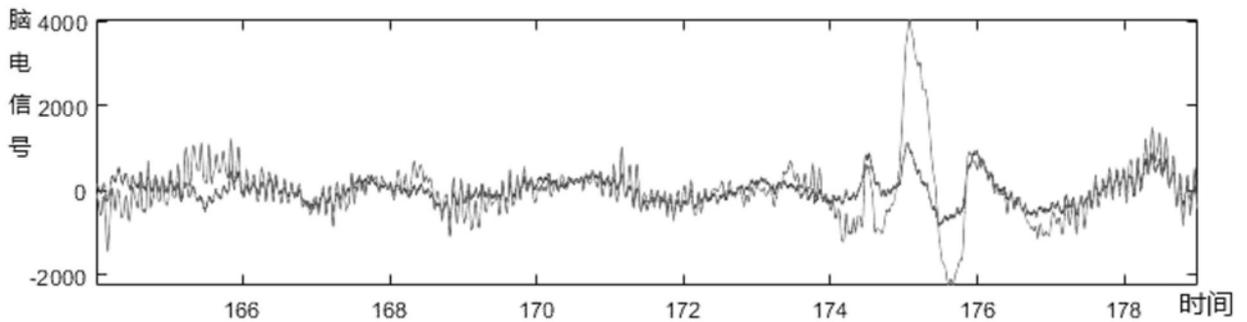


图3a

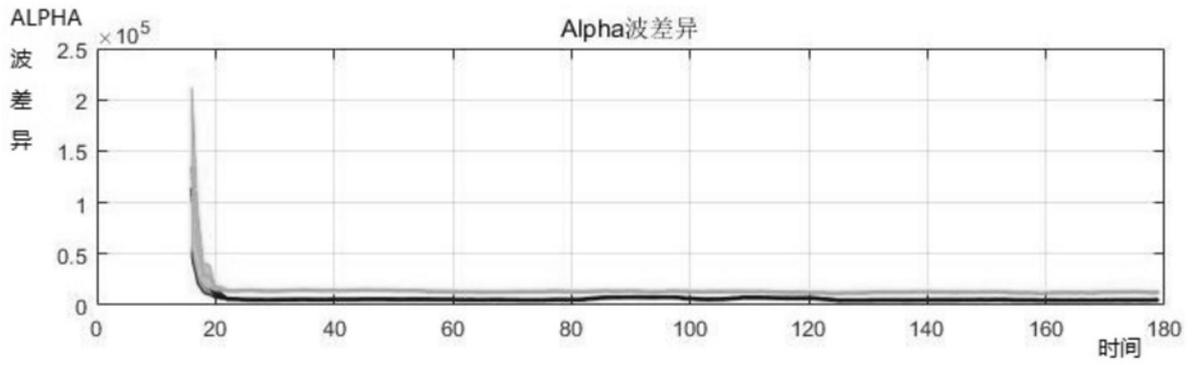


图3b

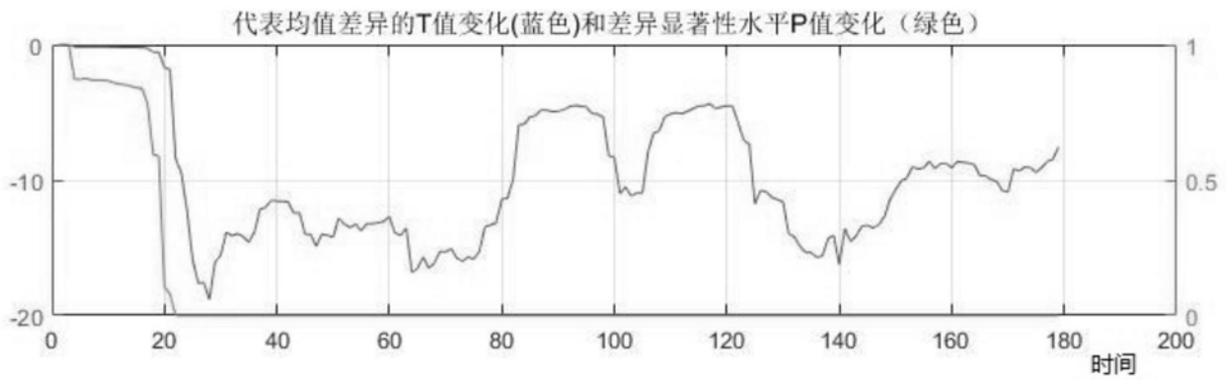


图3c

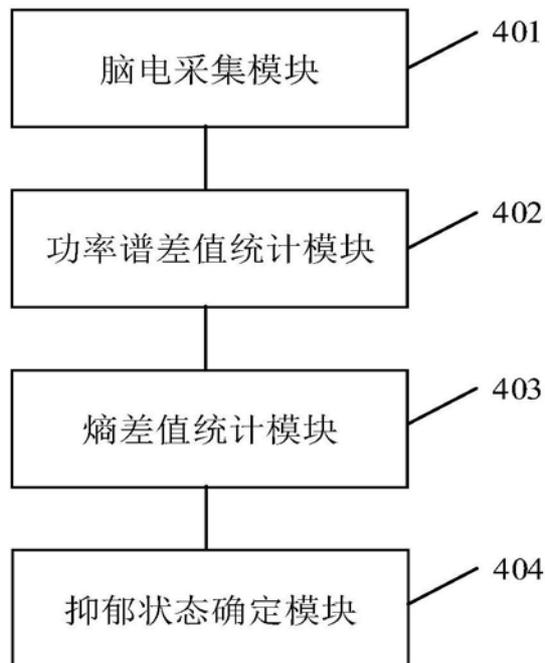


图4

专利名称(译)	一种基于脑电波的抑郁状态检测方法及系统		
公开(公告)号	CN110960233A	公开(公告)日	2020-04-07
申请号	CN201911150943.1	申请日	2019-11-21
[标]发明人	赵建军		
发明人	唐延智 赵建军		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/165 A61B5/7203 A61B5/7271		
代理人(译)	杜立军		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请实施例公开了一种基于脑电波的抑郁状态检测方法及系统，其中所述方法包括：分别采集偶数级导联左、右脑的脑电信号；根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的功率谱差值的时间信息和数值信息，确定为第一统计信息；根据所述左、右脑的脑电信号计算左、右脑ALPHA波和其他波段的熵差值的时间信息和数值信息，确定为第二统计信息；根据所述第一统计信息和/或所述第二统计信息，确定偏侧性指标和抑郁状态。实现了根据脑电信号信息检测对象是否处于抑郁状态。

