



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101596101 B

(45) 授权公告日 2011. 03. 23

(21) 申请号 200910088914. 7

(22) 申请日 2009. 07. 13

(73) 专利权人 北京工业大学

地址 100124 北京市平乐园 100 号

(72) 发明人 李明爱 张诚 张方堃 杨金福

贾松敏 左国玉 孙亮 于建均

龚道雄

(74) 专利代理机构 北京思海天达知识产权代理

有限公司 11203

代理人 张慧

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 5/0476 (2006. 01)

G06F 3/01 (2006. 01)

G06N 3/02 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101243973 A, 2008. 08. 20, 全文.

US 2003/0013981 A1, 2003. 01. 16, 全文.

CN 1613425 A, 2005. 05. 11, 全文.

WO 2004/028362 A1, 2004. 04. 08, 全文.

张崇, 郑崇勋等. 基于多导脑电特征的生理性精神疲劳分析. 《西安交通大学学报》. 2007, 第 41 卷 (第 2 期), 250-254.

王黎, 于涛等. 基于脑电 α 波的非线性参数人体疲劳状态判定. 《东北大学学报》. 2005, 第 26 卷 (第 12 期), 1174-1177.

审查员 杨德智

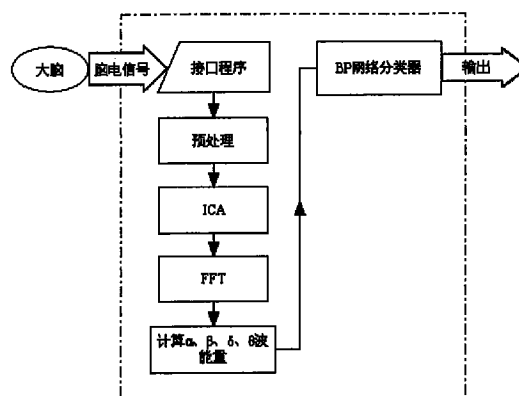
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

依据脑电信号判定疲劳状态的方法

(57) 摘要

一种依据脑电信号判定疲劳状态的方法, 采用导脑波仪进行脑电信号实时采集, 使用数个导脑电仪, 连接电极, 进行脑电信号实时采集; 包括: 运行 PC 机与脑波仪接口程序; 利用 VC++ 编写 Windows 平台下与脑电图仪可视化接口程序, 实现数据的同步采集, 并显示实时采集的脑电图波形; 对采集到的数据进行预处理; 采用 FIR 滤波器对数据进行 0-30Hz 低通滤波, 以去除工频噪声以及外部干扰; 采用盲源分离方法对经过滤波的脑波进行分解, 获得混合信号的各个成分, 包含有眼电图、左右脑脑电图; 对所得到的左右脑脑电图进行快速傅里叶变换, 从时域信号转换到频域信号; 求出脑电图波中 α 、 β 、 θ 、 δ 波的能量; 对多层感知器 BP 神经网络进行分类。具有直接、快速的特点。



1. 一种依据脑电信号判定疲劳状态的方法,采用脑波仪进行脑电信号实时采集,使用多导脑波仪,连接电极,进行脑电信号实时采集;其特征在于:包括以下步骤:

1.1. 运行 PC 机与脑波仪接口程序;

利用 VC++ 编写 Windows 平台下与脑波仪可视化接口程序,实现脑电信号电位数据的同步采集,并显示实时采集的脑电图波形;

1.2. 对采集到的数据进行预处理;

采用 FIR 滤波器对数据进行 0-30Hz 低通滤波,以去除工频噪声以及外部干扰;

1.3 采用独立分量分析盲源分离方法对经过滤波的脑波数据进行分解,获得混合信号的各个成分,包含有眼电图、左右脑脑电图;

1.4. 对所得到的左右脑脑电图进行快速傅里叶变换,从时域信号转换到频域信号;

1.5. 求出频域经过了快速傅里叶变换的脑波数据中 α 、 β 、 θ 、 δ 波的能量;

其中 α 波频带为脑部获得的能量较多的 8-13Hz;

β 波频带为大脑呈现一种紧张状态的 13-30Hz;

θ 波频带为人的意识模糊的 4-8Hz;

δ 波频带为深度睡眠、无意识状态的 2-4Hz;

1.6. 对多层感知器 BP 神经网络进行分类;所述的 BP 神经网络包括:输入层、隐层、输出层;BP 网络同时具有反馈和前馈机制,在网络的一个训练周期中,网络的输出同时反馈给网络的输入神经元作为网络的外部输入。

2. 根据权利要求 1 所述的依据脑电信号判定疲劳状态的方法,其特征在于:所述的多导脑波仪导联个数采用 16 个。

3. 根据权利要求 1 所述的依据脑电信号判定疲劳状态的方法,其特征在于:所述的电极为 18 个。

4. 根据权利要求 1 所述的依据脑电信号判定疲劳状态的方法,其特征在于:所述的对采集到的数据进行预处理,在低频段采用 512 个采样点,48 阶的 FIR 滤波器进行滤波。

5. 根据权利要求 1 所述的依据脑电信号判定疲劳状态的方法,其特征在于:所述的程序采用 MFC 单文档应用程序框架构建。

6. 根据权利要求 1 所述的依据脑电信号判定疲劳状态的方法,其特征在于:所述的脑波数据是由一组放置在头皮的多处不同位置的电极记录的电位组成。

依据脑电信号判定疲劳状态的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脑机接口 (brain-computer interface, BCI) 装置中脑波 α 、 β 、 θ 、 δ 分量能量的提取方法, 特别涉及一种独立分量分析方法与 BP 神经网络相结合的特征提取及分类方法。

背景技术

[0002] 脑机接口 (BCI) 是在人或动物脑 (或者脑细胞的培养物) 与外部设备间建立的直接连接通路。在单向脑机接口的情况下, 计算机或者接受脑传来的命令, 或者发送信号到脑 (例如视频重建), 但不能同时发送和接收信号。而双向脑机接口允许脑和外部设备间的双向信息交换。

[0003] 脑机接口又分为侵入式脑机接口、部分侵入式脑机接口以及非侵入式脑机接口。

[0004] 侵入式脑机接口主要用于重建特殊感觉 (例如视觉) 以及瘫痪病人的运动功能。此类脑机接口通常直接植入到大脑的灰质, 因而所获取的神经信号的质量比较高。但其缺点是容易引发免疫反应和愈伤组织 (疤), 进而导致信号质量的衰退甚至消失。

[0005] 部分侵入式脑机接口一般植入到颅腔内, 但是位于灰质外。其空间分辨率不如侵入式脑机接口, 但是优于非侵入式脑机接口。其另一优点是引发免疫反应和愈伤组织的几率较小。皮层脑电图 (ECoG) 的技术基础和脑电图的相似, 但是其电极直接植入到大脑皮层上, 硬脑膜下的区域。

[0006] 非侵入式脑机接口是通过贴在头皮表面上的电极记录脑电信号 (Electroencephalogram, EEG)。虽然这种非侵入式的装置方便佩戴于人体, 但是由于颅骨对信号的衰减作用和对神经元发出的电磁波的分散和模糊效应, 记录到信号的分辨率并不高。一般来说, EEG 脑电信号具有以下几个特点:

[0007] (1) 幅度微弱, 但背景噪声信号强。EEG 信号虽然可被检测到, 但很难确定发出信号的脑区或者相关的单个神经元的放电。而且在头皮上出现的脑电位波动的波幅很低, 一般在 $50 \mu\text{V}$ 左右, 最大 $100 \mu\text{V}$ 。需要放大 100 万倍才能记录到, 很容易受到心电 (ECG)、肌电 (EMG)、眼点 (EOG)、出汗以及外界环境等干扰的影响。

[0008] (2) 非平稳性和随机性强。对于脑电信号的产生机理及其规律至今仍没有明确的认识。很多初步的规律只能从统计学角度进行分析。影响脑电信号的因素众多, 并且由于脑的活动十分活跃且十分容易受到周围环境甚至受试者自身思想变化的影响, 这使得脑电信号表现出很强的非平稳性。研究表明, 脑电信号的长度从 1s 增加至 10s, 其平稳性由 90% 降至 10%, 因此非平稳性信号分析方法在脑电信号处理中具有重要意义。

[0009] (3) 非线性。生物组织的自我调节和适应机制使得生理电信号具有非线性的特点。由于传统的信号处理技术基本上是在线性系统理论的分析基础之上。如何处理非线性信号带来的误差, 也是脑电信号处理中必须要注意的问题。

[0010] (4) 脑电信号的频域特征比较突出。因此基于谱的频域分析信号处理方法在脑电信号分析方法中占有更重要的地位。

[0011] (5) 多导信号。一般脑电信号都是采用多导电极测量得到的,各导联信号之间有着一定的交互信息,如何有效的利用这些隐含在多导脑电信号之间的重要特征是建立和评价脑电信号处理方法的一个重要标准。

[0012] 目前,已经有多种脑电信号处理方法,根据出发角度的不同,大致可以分为以下几类:

[0013] (1) 时域分析方法。早期的脑电信号大多采用时域分析方法,通过对脑电信号时域波形的分析来获得一些时域特征,如方差分析、相关分析、峰值检测、过零检测等。

[0014] (2) 频域分析方法。主要指功率谱分析方法,通过对脑电信号进行功率谱分析,来获取脑电信号的频域特征。如经典谱估计(周期图)、现代谱估计(参数模型估计)等。

[0015] (3) 时频分析方法。以小波变换为主要代表的新的信号分析方法。在非平稳信号分析领域中占有重要地位。由于脑电信号的非平稳性很强,小波变换等时频分析方法在脑电信号处理领域受到了广泛的重视。

[0016] (4) 非线性分析方法。从非线性运动力学角度,提取脑电信号的非线性动力学参数。如复杂度分析、关联维数、Lorenz 散点图、Kolmogorov 熵、李雅谱诺夫指数等。

[0017] (5) 多维统计分析方法。由于多维统计分析方法的特点是能同时处理多导脑电信号,因此更有利于揭示脑电信号中的隐含特征,并且在脑电消噪以及特征提取等方面具有独特的效果。如主成分分析(Principal Component Analysis, PCA)、独立成分分析(Independent Component Analysis, ICA)、因子分析(Factor Analysis),共同空间滤波方法(Common Spatial Pattern, CSP)等。

[0018] 其中独立分量分析(ICA)方法的基本理论是在近代高阶统计分析理论和信息理论基础之上建立起来的。其目标函数是建立与高阶累积量、信息极大传输理论、中心极限定理、最大似然估计、互信息理论、最大熵定理等有着密切的关系。ICA 是解决盲源信号分离的一种有效的方法。

[0019] 因此,亟待开发出一种依据脑电信号判定疲劳状态的方法,以改变目前的判定疲劳状态的方法所存在的引发免疫反应和愈伤组织、记录到信号的分辨率不高、信号不稳定以及抗干扰能力差的问题,使其具有直接、稳定、快速的特点。

发明内容

[0020] 本发明的目的在于,通过提供一种能获得左右脑 EEG 脑波的方法,并对其中 α 、 β 、 θ 、 δ 波的活跃程度进行判别,进而准确判断疲劳的程度。

[0021] 本发明是采用以下技术方案实现的:

[0022] 信号采集设备采用 16 导脑电图仪,电极的放置采用国际 10-20 标准,采样频率为 1KHz。脑电信号通过放大、A/D 转换之后,将脑电信号的电压幅值经由 USB 串行口输入电脑。采用独立分量分析方法对采集到的数据进行盲源分类,提取相应的特征信号,再使用 BP 神经网络对相应的信号进行分类识别,通过自学习调整参数,并最后输出判定结果。

[0023] 该方法具体步骤如下:

[0024] 1. 采用 16 导脑波仪进行脑电信号实时采集。

[0025] 使用 16 导脑电仪,按图 2 方式进行连接 18 个电极,进行脑电信号实时采集。

[0026] 2. 设计 PC 机与脑波仪接口程序。

[0027] 利用 VC++ 编写 Windows 平台下与脑电图仪可视化接口程序,实现数据的同步采集。并可显示实时采集的脑电图波形。

[0028] 程序采用 MFC 单文档应用程序框架构建,该应用程序拥有文档窗口、程序边框、标题栏、菜单栏、工具栏、状态栏等一般应用程序所有的基本元素。

[0029] 3. 对采集到的数据进行预处理。

[0030] 由于所关心的信号主要出现低频段,因此设计了 512 采样点,48 阶的 FIR 滤波器对数据进行 0-35Hz 低通滤波,以去除工频噪声以及外部干扰。

[0031] 4. 采用 ICA 方法对经过滤波的脑波进行分解。

[0032] ICA, 全称 Independent Component Analysis, 是一种基于独立性的盲源分离方法。EEG 数据是由一组放置在头皮的多处不同位置的电极记录的电位组成,而这些电位则可认为是由大脑活动产生的电信号以及某些肌肉活动产生的电信号混合产生的。利用 ICA 方法,可以获得这些混合信号的各个成分。其中包含有眼电图 (EOG)、左右脑电图 (EEG)。

[0033] 5. 对所得到的左右脑电图 EEG L, EEGR 进行快速傅里叶变换 (FFT)。从时域信号转换到频域信号。即离散时间序列转化为离散频域序列 $X(n) \rightarrow X(k)$ 。

[0034] 6. 求出 EEG 波中 α 、 β 、 θ 、 δ 波的能量。

[0035] 其中 α 波频带为 8-13Hz, 当 α 波为优势脑波时,人的意识清醒,但是身体却是放松的。在这种状态下,身心耗费的能量都比较少,相对的脑部获得的能量较多,故大脑更加灵活,反应也比较敏捷、动作比较顺畅。

[0036] β 波频带 13-30Hz, 当 β 波为优势脑波时,大脑呈现一种紧张状态,身体随时准备对外部环境做出反应。在这种状态下,人的身心能量耗费巨大,容易很快疲倦。

[0037] θ 波频带为 4-8Hz, 当 θ 波为优势脑波时,人的意识模糊,身体进入深度放松状态。

[0038] δ 波频带为 2-4Hz, 当 δ 波为优势脑波时,为深度睡眠、无意识状态。

[0039] 所以,可以根据脑波中占主导地位的波的性质判定人的意识状态,进而判断是否疲劳。

[0040] 7. 设计 BP 神经网络进行分类。BP 网络实际上是一个多层感知器,由输入层、隐层(中间层)、输出层构成。BP 网络同时具有反馈和前馈机制,在网络的一个训练周期中,网络的输出同时反馈给网络的输入神经元作为网络的外部输入,即误差反向传播学习机制 (Back-propagation Learning)。经过反复学习、反复修改 BP 网络中神经元的偏离值和神经元之间的联结强度值,最终使其性能函数趋于极小,当误差小于允许范围时,训练结束。

[0041] 本发明一种依据脑电信号判定疲劳状态的方法,与现有技术相比,具有以下明显的优势和有益效果:

[0042] 本发明依据脑电信号判定疲劳状态的方法,通过事先采集好的清醒、疲劳训练数据集对网络的训练, BP 网络自动修正各权值、阈值,直到训练完毕。将 FastICA 独立成分分析的方法与快速傅里叶变换,并求去脑波中 α 、 β 、 θ 、 δ 波的相对能量作为 BP 神经网络输入神经元的输入数据对脑波进行分析,进而判断大脑疲劳状态的方法,具有直接、快速的特点。和传统图像处理的方法相比,具有显著的创造性和实用性。

附图说明

- [0043] 图 1 为 BCI 系统结构示意图；
- [0044] 图 2 为脑电电极分布示意图；
- [0045] 图 3 为 ICA 算法由 16 维混合信号分离 4 维源信号示意图；
- [0046] 图 4 为 EEG 时域信号经 FFT 变换后转为频域信号示意图；
- [0047] 图 5 为 BP 神经网络结构示意图；
- [0048] 图 6 为本发明基于脑电信号进行疲劳状态判定系统流程图。

具体实施方式

[0049] 以下结合附图对本发明的具体实施例做进一步说明。

[0050] 请参阅图 1 所示,为 BCI 系统结构示意图。从图中可以看出,大脑的脑电信号通过信号采集、信号处理、模式识别后,通过控制信号与外部设备连接。

[0051] 请参阅图 2 所示,为脑电电极分布示意图。首先用 16 导脑波仪按图中方式进行连接,对脑电信号进行实时采集,采样频率为 1KHz。信号经放大器放大、A/D 转换后,由 USB 口传至 PC 机。

[0052] 通过由 Visual C++6.0 编写的 PC 端 Windows 平台应用程序对脑波仪发来的数据进行接收、处理。该程序首先对脑波仪进行初始化,然后在电脑屏幕上显示人机界面等待相应的按钮或菜单命令,当接收到开始采集的按钮或菜单命令后,每隔 200 毫秒对脑波仪中数据缓冲区进行读取,保存到相应的数组和文件中。

[0053] 对采集的信号进行预处理,即低通滤波,因为所关心的脑电信号频率在 0-35Hz 范围内,设计 48 阶,512 采样点的 FIR 低通滤波器,以除去工频噪声等外部干扰。具体滤波器 M 文件可设计为:采样频率 FS 设置为 512,阶数 N 设置为 48,通带起始频率 Fpass 设置为 1,截止频率 Fstop 设置为 35。阻尼设置为 80 分贝。

[0054] 对经过预处理的信号进行 FastICA 算法盲源分离。图 3 为 ICA 算法由 16 维混合信号分离 4 维源信号示意图;图 4 为 EEG 时域信号经 FFT 变换后转为频域信号示意图。该算法为一种改进过的基于负熵判据的快速、性能良好的独立分量分析算法。FastICA 算法首先对信号进行去均值和白化预处理,去均值处理使得观测信号成为零均值变量,该预处理只是为了简化算法的步骤,等估计出分离矩阵 W 后,会在源信号 s 的估计值 y 上加上该均值,所以去均值预处理并不意味着均值将无法进行估计。而白化处理,将使得经过白化后的观测信号为非相关的,并且具有单位方差。经过预处理之后,FastICA 算法使用固定点迭代理论寻找 $W^T X$ 的非高斯性最大值,即求出 $y_i = W^T X$ 的投影方向,使得其高斯性最小。通过使用牛顿迭代算法对观测变量 X 的大量采样点进行批处理,进而每次从观测信号 X 中分离出一个独立分量 y_i 。

[0055] 经过迭代循环若干次,便能求出整个分离矩阵 W,以及分离出的各个 y_i 。(y_i 即为一个独立源信号 s_i 的估计值,一般情况下 $i \neq j$,这是由源信号 S 以及原混合矩阵 A 均未知造成的)

[0056] 经过对 16 维信号的 FastICA 算法分离后,可得 4 组源信号分量。选择其中的 EEG 信号,对其进行快速傅里叶变换 (FFT)。快速傅里叶变换 (FFT) 作为离散傅里叶变换 (DFT) 的一种快速算法,在信号分析与处理中是十分常用的方法。

[0057] 计算脑波中各成分波的能量。经过 FFT 变换后 EEG 信号序列由时域 $y(t)$ 变换为频域的 $y(k)$, 由 Δf 求得特定频带所对应的序列号 k 值。利用公式 $k \times \Delta f = f$, 求得 2 ~ 4 频带 (对应 δ 波), 4 ~ 8 频带 (对应 θ 波), 8 ~ 13 频带 (对应 α 波), 13 ~ 30 频带 (对应 β 波) 相应的 k 值。再对各频段内 $y(k)$ 求平方和, 这样就得到了 α 、 β 、 θ 、 δ 波的相对能量 (分别作为 x_1, x_2, x_3, x_4)。

[0058] 设计 BP 神经网络分类器。BP 神经网络具有良好的非线性逼近能力, 可以以任意精度逼近任何非线性连续函数。并且 BP 网络还具有并行分布处理方式、自学习自适应能力、多变量系统等特点, 可以很好的作为疲劳状态的分类器。

[0059] 把 x_1, x_2, x_3, x_4 作为 BP 神经网络的输入, 输出为一个神经元表示疲劳状态, 图 5 为 BP 神经网络结构图示意图。隐层设为 1 层, 隐层神经元数目按照以下 2 步进行设计:

$$[0060] \quad n = \sqrt{(n_i + n_o)} + a$$

[0061] 式中: n 为隐层节点数, n_i 为输入节点数, n_o 为输出节点数, a 为 1 ~ 10 之间的常数。

[0062] 改变 n (即 n 从 3 改变到 13), 用同一样本集训练, 从中确定网络误差最小时对应的隐层节点数。

[0063] 图 6 为本发明基于脑电信号进行疲劳状态判定系统流程图。从图中可以看出, 上述实施例所描述的几个步骤的示意。

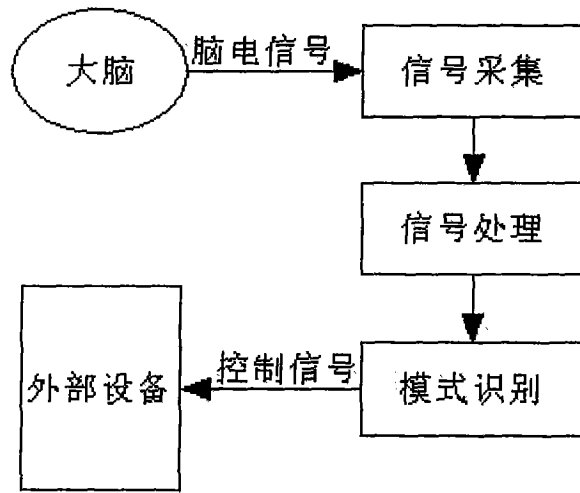


图 1

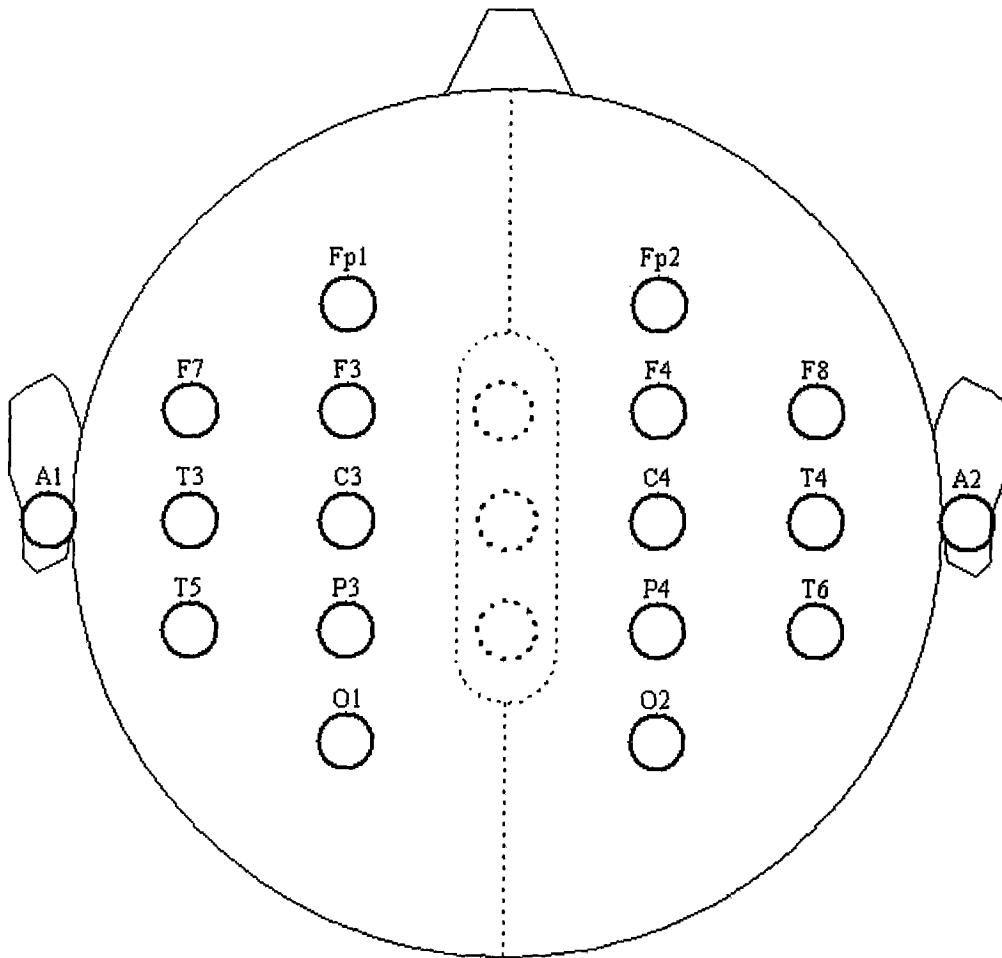


图 2

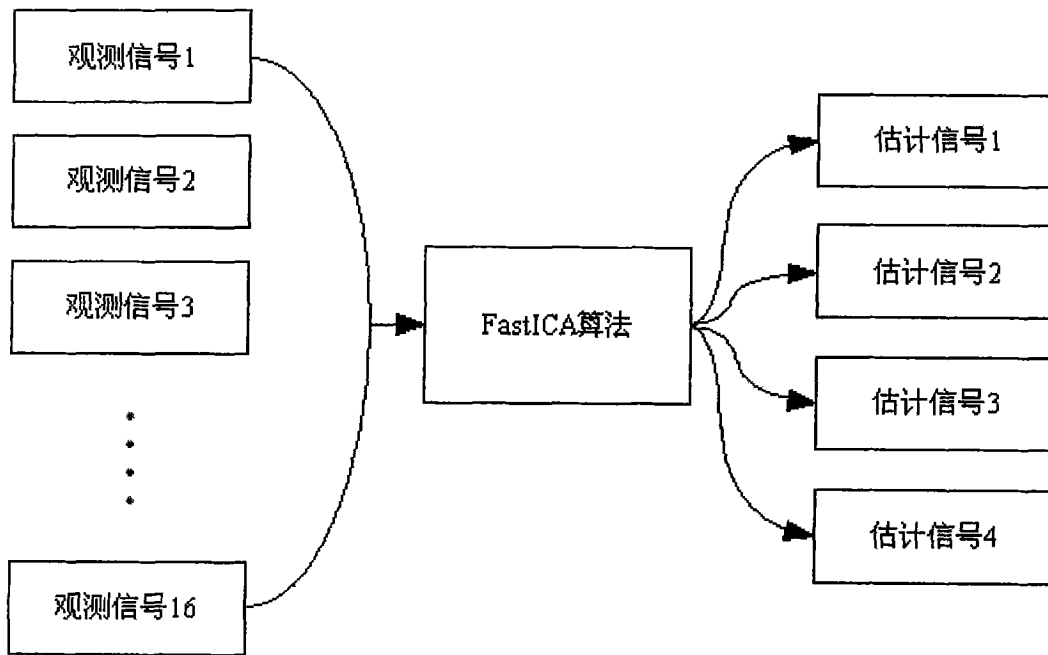


图 3

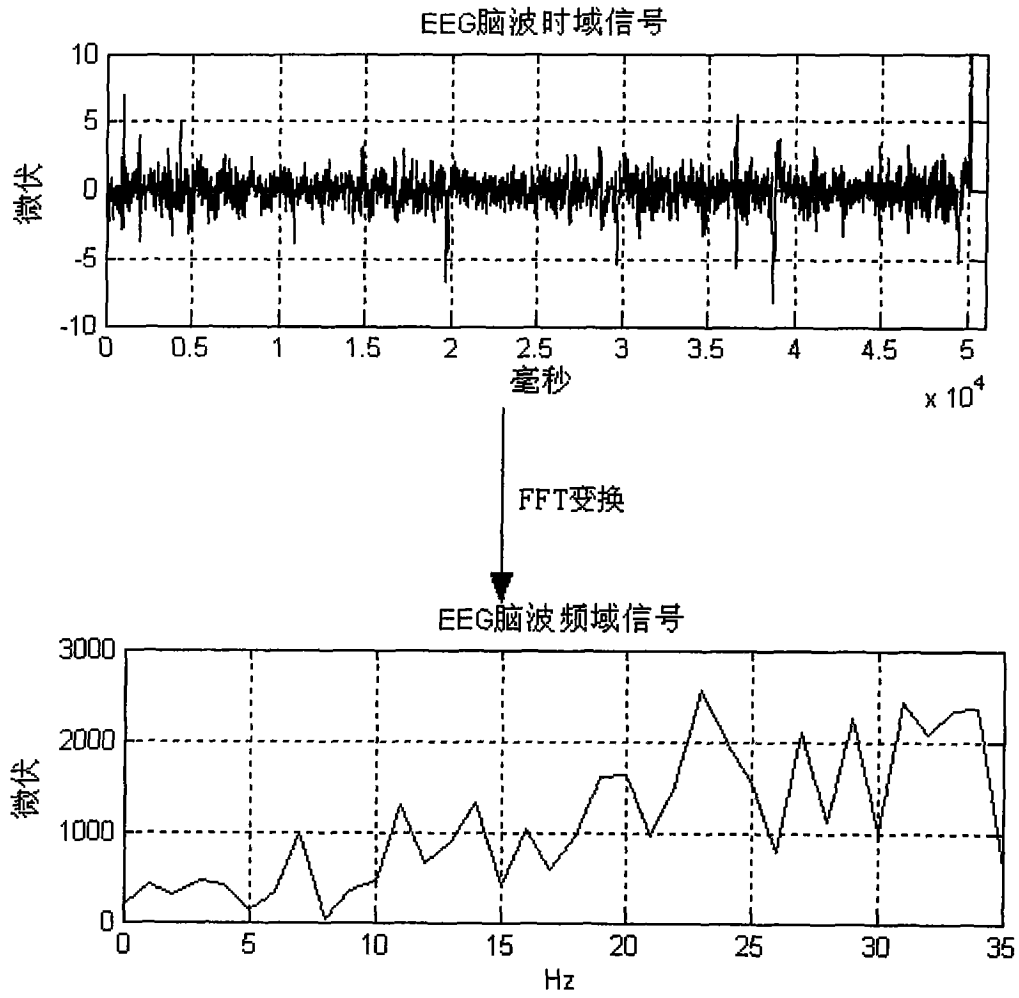


图 4

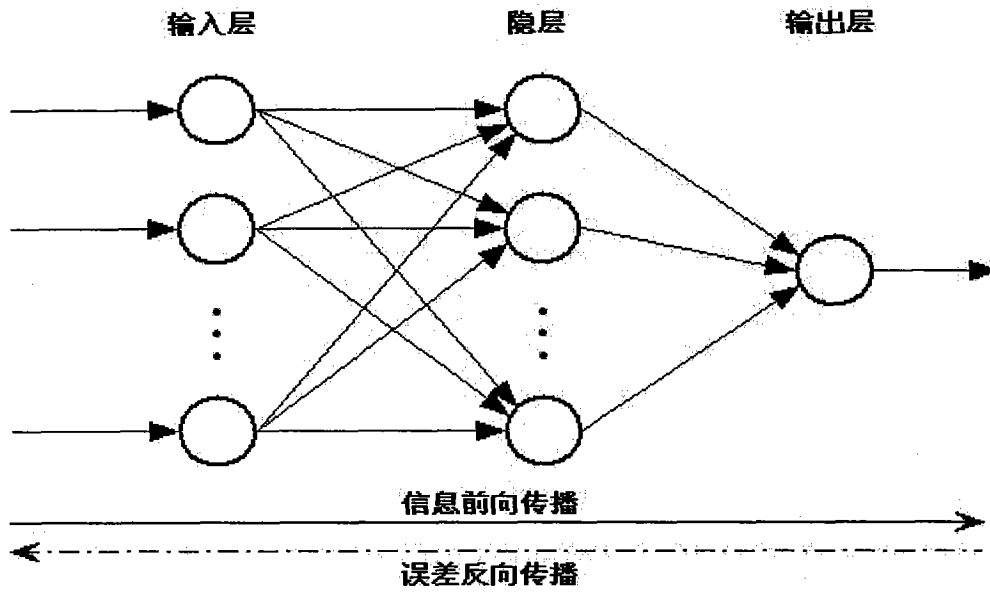


图 5

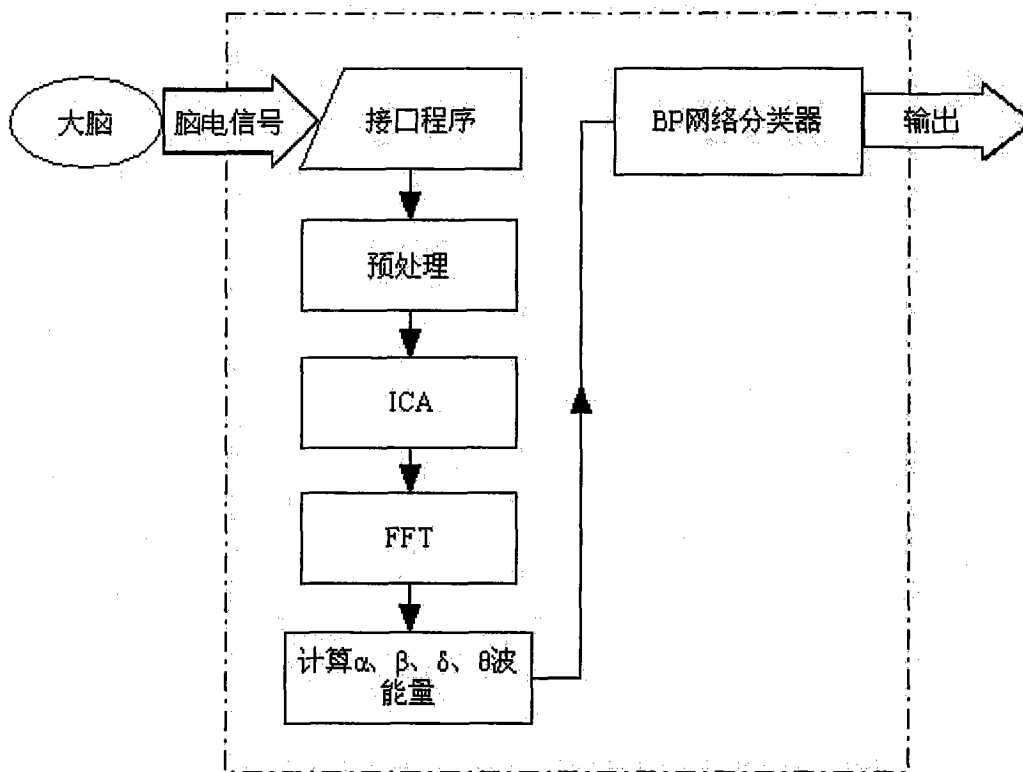


图 6

专利名称(译)	依据脑电信号判定疲劳状态的方法		
公开(公告)号	CN101596101B	公开(公告)日	2011-03-23
申请号	CN200910088914.7	申请日	2009-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
[标]发明人	李明爱 张诚 张方堃 杨金福 贾松敏 左国玉 孙亮 于建均 龚道雄		
发明人	李明爱 张诚 张方堃 杨金福 贾松敏 左国玉 孙亮 于建均 龚道雄		
IPC分类号	G06F3/01 A61B5/0476 G06N3/02 A61B5/00		
代理人(译)	张慧		
审查员(译)	杨德智		
其他公开文献	CN101596101A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种依据脑电信号判定疲劳状态的方法，采用导脑波仪进行脑电信号实时采集，使用数个导脑电仪，连接电极，进行脑电信号实时采集；包括：运行PC机与脑波仪接口程序；利用VC++编写Windows平台下与脑电图仪可视化接口程序，实现数据的同步采集，并显示实时采集的脑电图波形；对采集到的数据进行预处理；采用FIR滤波器对数据进行0-30Hz低通滤波，以去除工频噪声以及外部干扰；采用盲源分离方法对经过滤波的脑波进行分解，获得混合信号的各个成分，包含有眼电图、左右脑脑电图；对所得到的左右脑脑电图进行快速傅里叶变换，从时域信号转换到频域信号；求出脑电图波中 α 、 β 、 θ 、 δ 波的能量；对多层感知器BP神经网络进行分类。具有直接、快速的特点。

