



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105942974 A

(43)申请公布日 2016. 09. 21

(21)申请号 201610231751.3

(22)申请日 2016.04.14

(71)申请人 禅客科技(上海)有限公司

地址 201615 上海市松江区九亭镇涞坊路
1188弄53号

(72)发明人 廖春平

(74)专利代理机构 北京卓唐知识产权代理有限公司 11541

代理人 龚洁

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

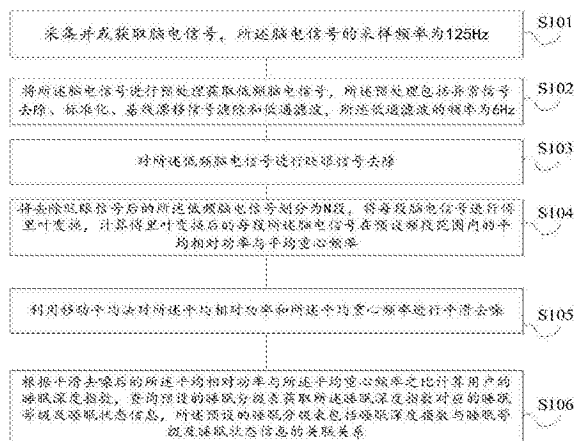
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种基于低频脑电的睡眠分析方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种基于低频脑电的睡眠分析方法及系统,其中方法包括如下步骤:采集并或获取脑电信号,脑电信号的采样频率为125Hz;将脑电信号进行预处理获取低频脑电信号,预处理包括异常信号去除、标准化、基线漂移信号滤除和低通滤波,低通滤波的频率为6Hz;对所述低频脑电信号进行眨眼信号去除;将去除眨眼信号后预处理后的低频脑电信号划分为N段,将每段低频脑电信号进行傅里叶变换,计算预设频段范围内的平均相对功率与平均重心频率;根据平均相对功率与平均重心频率之比计算用户的睡眠深度指数。本发明计算出aHz~bHz的相对功率,避免了被试者之间的个体差异性,更能表征睡眠深度的特征信息,有利于睡眠状态分类。



1. 一种基于低频脑电的睡眠分析方法及系统,其特征在于,包括如下步骤:
采集并或获取脑电信号,所述脑电信号的采样频率为125Hz;
将所述脑电信号进行预处理获取低频脑电信号,所述预处理包括异常信号去除、标准化、基线漂移信号滤除和低通滤波,所述低通滤波的频率为6Hz;
对所述低频脑电信号进行眨眼信号去除;
将去除眨眼信号后的所述低频脑电信号划分为N段,将每段脑电信号进行傅里叶变换,计算傅里叶变换后的每段所述脑电信号在预设频段范围内的平均相对功率与平均重心频率;
利用移动平均法对所述平均相对功率和所述平均重心频率进行平滑去噪;
根据平滑去噪后的所述平均相对功率与所述平均重心频率之比计算用户的睡眠深度指数,查询预设的睡眠分级表获取所述睡眠深度指数对应的睡眠等级及睡眠状态信息,所述预设的睡眠分级表包括睡眠深度指数与睡眠等级及睡眠状态信息的关联关系。
2. 根据权利要求1所述的基于低频脑电的睡眠分析方法,其特征在于,所述预设频段包括 $a\text{ Hz}\sim b\text{ Hz}$ 、 $a\text{ Hz}\sim c\text{ Hz}$, $0.1\leq a\leq 1$, $1\leq b\leq 4$, $4\leq c\leq 6$ 。
3. 根据权利要求2所述的基于低频脑电的睡眠分析方法,其特征在于,a为0.5,b为3.5,c为6。
4. 根据权利要求1所述的基于低频脑电的睡眠分析方法,其特征在于,所述脑电信号是利用单通道脑电采集装置采集的。
5. 根据权利要求4所述的基于低频脑电的睡眠分析方法,其特征在于,所述脑电采集装置包括信号采集电路、模数转换电路和通信电路,所述模数转换电路分别与所述信号采集电路、通信电路连接。
6. 一种基于低频脑电的睡眠分析系统,其特征在于,包括脑电采集装置、分析装置,其中,
所述脑电采集装置,用于采集并或获取脑电信号,所述脑电信号的采样频率为125Hz;
所述分析装置,用于获取所述脑电采集装置采集的脑电信号,将所述脑电信号进行分析处理,判断所述脑电信号的用户睡眠等级及睡眠状态信息。
7. 根据权利要求6所述的基于低频脑电的睡眠分析系统,其特征在于,所述分析装置包括
预处理模块,用于将所述脑电信号进行预处理获取低频脑电信号,所述预处理包括异常信号去除、标准化、基线漂移信号滤除和低通滤波,所述低通滤波的频率为6Hz;
眨眼去除模块,用于对所述低频脑电信号进行眨眼信号去除;
特征提取模块,用于将去除眨眼信号后的所述低频脑电信号划分为N段,将每段低频脑电信号进行傅里叶变换,计算傅里叶变换后的每段所述低频脑电信号在预设频段范围内的平均相对功率与平均重心频率;
特征去噪模块,利用移动平均法对所述平均相对功率和所述平均重心频率进行平滑去噪;
睡眠分析模块,用于根据平滑去噪后的所述平均相对功率与所述平均重心频率之比计算用户的睡眠深度指数,查询预设的睡眠分级表获取所述睡眠深度指数对应的睡眠等级及睡眠状态信息,所述预设的睡眠分级表包括睡眠深度指数与睡眠等级及睡眠状态信息的关

联关系。

8. 根据权利要求6所述的基于低频脑电的睡眠分析系统,其特征在于,所述脑电采集装置包括信号采集电路、模数转换电路和通信电路,所述模数转换电路分别与所述信号采集电路、通信电路连接。

9. 根据权利要求6所述的基于低频脑电的睡眠分析系统,其特征在于,所述预设频段包括 $a\text{ Hz}\sim b\text{ Hz}$ 、 $a\text{ Hz}\sim c\text{ Hz}$, $0.1\leq a\leq 1$, $1<b<4$, $4\leq c\leq 6$ 。

10. 根据权利要求9所述的基于低频脑电的睡眠分析方法,其特征在于, a 为0.5, b 为3.5, c 为6。

一种基于低频脑电的睡眠分析方法及系统

技术领域

[0001] 本发明属于信号处理技术领域,具体而言,涉及一种基于低频脑电的睡眠分析方法及系统。

背景技术

[0002] 研究发现,睡眠质量和人的感觉器官输入的敏感度、大脑的左右脑偏侧化、大脑的耗能都有着密切的相关性。由于人与人的感觉神经的敏感度不同,就会导致人与人的睡眠质量有很大差别。

[0003] 睡眠是一种意识的改变。我们睡着的时候是无意识的。睡眠以我们的电生理活动——我们脑波的活动为特征。睡眠是一种意识水平,通常利用EEG测量脑电波的能量来把睡眠与其他意识水平区别开来。目前国际上普遍使用R&K睡眠EEG分期规则,根据睡眠时脑电信号的表现,将睡眠分为:觉醒期、非快速眼动睡眠期(non-rapid eye movement,NREM)和快速眼动睡眠期(rapid eye movement,REM)。其中NREM又可分为1、2、3、4期或1、2、3。睡眠分期研究,对于睡眠状态分析以及睡眠质量的科学评估,具有重要的应用价值。脑电数字化分析已广泛用于大脑皮层的功能监测,应用单一的数字化EEG参数分析大脑在睡眠状态下的镇静程度更为直观方便。脑电信号(EEG)反映脑细胞群自发而有节律的电活动,一般用波幅、频率和相位等特征来描述。当进入睡眠状态时,EEG的基本特征随着睡眠程度加深或变浅呈顺序性变化,呈现一定的函数关系,因而可用来反映睡眠深度。

[0004] 现有的反应睡眠深度是通过对脑电波信号进行处理计算其睡眠指数来反映睡眠深度,例如公开号为201110118756.2申请。该申请通过对睡眠脑电信号采用传统的时频域分析方法和新引入的非线性动力学分析方法提取到一批能表征睡眠深度的特征参数,再通过套索回归方法选择特征参数的最佳子集,通过统计学验证方法,确定模型系数。最终建立睡眠指数自动监测模型,可以根据相应的睡眠阶段分级标准实现睡眠阶段的自动分级。然而这种方法采利用存储如下缺点:1)多导睡眠监护仪获取睡眠脑电数据困难和用户舒适度低等问题,不利于产品工程化;2)同时提取频域,时域,非线性动力学参数,以及非线性混沌参数,特征之间存在很大的相关性和冗余性,如果不做特征降维和特征去噪必然会影响睡眠阶段自动分级的准确度,也增加数据处理的时间和空间复杂度,不利于实时运算;3)提取的alpha,beta等频谱特征存在明显的个体差异性,其特征通用性远不如低频脑电-Delta频段的通用性,从而不利于睡眠状态通用分类方法;4)睡眠状态监测前,需要在训练数据基础上利用统计学方法确定模型系数,再进行测试数据的睡眠状态监测。监测精度过度依赖于训练数据,如果训练数据与测试数据差异过大,需要重新通过统计方法确定模型系数,效率较低,并且训练数据过少也会影响最后的睡眠状态监测的准确度。

发明内容

[0005] 为解决现有利用脑电分析睡眠的技术中,脑电采集装置复杂不利于产品工程化,且脑电提取的频谱通用性差不利于睡眠状态分类的技术缺陷,本发明通过单通道脑电采集

装置提高脑电采集的简便性,利用低频脑电信号-Delta频段避免不同用户之间睡眠差异性,相对于高频脑电信号具备更好的通用性,更能表征睡眠深度的特征信息,提高睡眠分析的准确性。

[0006] 本发明提供了一种基于低频脑电的睡眠分析方法,包括如下步骤:

[0007] 采集并或获取脑电信号,所述脑电信号的采样频率为125Hz;

[0008] 将所述脑电信号进行预处理,所述预处理包括异常信号去除、标准化、基线漂移信号滤除、低通滤波,所述低通滤波的频率为6Hz,获得低频脑电信号;

[0009] 对所述低频脑电信号进行眨眼信号去除,所述眨眼信号去除包括计算差分信号,通过特定算法检测出每个眨眼信号的起始点和结束点,通过所述预处理后的所述脑电信号减去眨眼信号得到一帧去除眨眼的低频脑电信号;

[0010] 将去除眨眼信号的所述低频脑电信号划分为N段,将每段脑电信号进行傅里叶变换,计算傅里叶变换后的每段所述低频脑电信号在预设频段范围内的平均相对功率与平均重心频率;

[0011] 利用在线移动平均对所述平均相对功率和所述平均重心频率进行平滑去噪,去除局部噪声对睡眠深度特征的影响;

[0012] 根据所述平均相对功率与所述平均重心频率之比计算所述低频脑电信号的睡眠深度指数,查询预设的睡眠分级表获取所述睡眠深度指数对应的睡眠等级及睡眠状态信息。

[0013] 进一步,所述预设频段包括 $a\text{ Hz} \sim b\text{ Hz}$ 、 $a\text{ Hz} \sim c\text{ Hz}$, $0.1 \leq a \leq 1$, $1 < b < 4$, $4 \leq c < 6$ 。

[0014] 进一步,所述脑电信号是利用单通道脑电采集装置采集的。

[0015] 本发明还提供了一种基于低频脑电的睡眠分析系统,包括脑电采集装置、分析装置,其中,

[0016] 所述脑电采集装置,用于采集并或获取脑电信号,所述脑电信号的采样频率为125Hz;

[0017] 所述分析装置,用于获取所述脑电采集装置采集的脑电信号,将所述脑电信号进行分析处理,判断所述脑电信号的用户的睡眠等级及睡眠状态信息。

[0018] 进一步,所述分析装置包括

[0019] 预处理模块,用于将所述脑电信号进行预处理,所述预处理包括异常信号去除、标准化、基线漂移信号滤除和低通滤波,所述低通滤波的频率为6Hz,获得低频脑电信号;

[0020] 眨眼去除模块,用于对所述低频脑电信号进行眨眼信号去除,所述眨眼信号去除包括计算差分信号,通过特定算法检测出每个眨眼信号的起始点和结束点,通过所述低频脑电信号减去眨眼信号得到一帧去除眨眼的低频脑电信号;

[0021] 特征提取模块,用于将所述眨眼信号去除后的所述低频脑电信号划分为N段,将每段低频脑电信号进行傅里叶变换,计算傅里叶变换后的每段所述低频脑电信号在预设频段范围内的平均相对功率与平均重心频率;

[0022] 特征去噪模块,利用在线移动平均对所述平均相对功率和所述平均重心频率进行平滑去噪,去除局部噪声对睡眠深度特征的影响;

[0023] 睡眠分析模块,用于根据所述平均相对功率与所述平均重心频率之比计算用户的

睡眠深度指数,查询预设的睡眠分级表获取所述睡眠深度指数对应的睡眠等级及睡眠状态信息。

[0024] 进一步,所述脑电采集装置包括信号采集电路、模数转换电路和通信电路,所述模数转换电路分别与所述信号采集电路、通信电路连接。

[0025] 进一步,所述预设频段包括 $a\text{ Hz}\sim b\text{ Hz}$ 、 $a\text{ Hz}\sim c\text{ Hz}$, $0.1\leq a\leq 1$, $1<b<4$, $4\leq c<=6$ 。经典取值 a 为0.5, b 为3.5, c 为6。

[0026] 综上,本发明通过佩戴舒适、操作简单方便、舒适度高的单通道脑电采集装置采集脑电信号,脑电信号中的低频脑电信号避免了不同个体之间差异性,提高了睡眠分析的准确性,便于后续采用相关生理信号的监测来改善睡眠质量和睡眠监护。

附图说明

[0027] 图1为本发明所述的基于低频脑电的睡眠分析方法的流程示意图;

[0028] 图2为本发明所述的基于低频脑电的睡眠分析系统的结构示意图;

[0029] 图3为本发明所述的分析装置的结构示意图。

具体实施方式

[0030] 下面通过具体的实施例并结合附图对本发明做进一步的详细描述。

[0031] 当前的睡眠分析技术中,过度依赖于训练数据,且脑电检测装置结构复杂用户舒适度低,且分析的睡眠特征个体差异性较大,为了解决上述问题本发明提供了一种基于低频脑电的睡眠分析方法。

[0032] 如图1所示,所述方法包括如下步骤:

[0033] S101、采集并或获取脑电信号,所述脑电信号的采样频率为125Hz。

[0034] 脑电图的波形很不规则,其频率变化范围每秒约在1~30次之间,通常将此频率变化分为4个波段:① α 波:频率8~13Hz,波幅10~100 μV 。大脑各区均有,但以枕部最明显。 α 节律是成人和较大儿童清醒闭目时主要的正常脑电活动,小儿的 α 波及节律随年龄增长而逐渐明显。② β 波:频率14~30Hz,波幅约5~30/ μV 以额、颞和中央区较明显。在精神活动,情绪兴奋时增多。约有6%的正常人即使在精神安定和闭目时所记录的脑电图仍以 β 节律为主,称之为 β 型脑电图。③ θ 波:频率4~7Hz,波幅20~40 μV 。④ δ 波:频率0.5~3Hz,波幅10~20 μV 。常在额部出现。采样频率与脑电频率之间有一定的关系,当采样频率高于脑电频率最高频率的两倍时,就能把脑电频率还原为原来的频率。过高的采样频率会增加数据存储空间和算法计算复杂度。根据芯片的晶振分频特点,本发明取采样频率为125Hz。

[0035] S102、将所述脑电信号进行预处理获取低频脑电信号,所述预处理包括异常信号去除、标准化、基线漂移信号滤除和低通滤波,所述低通滤波的频率为6Hz。

[0036] 具体实施时,可选的首先直接去除原始脑电信号中幅度异常的信号(具体实施时可选的如幅值大于400 μV 的信号,可直接去除),再并对剩余信号进行标准化后,再利用窗长为250的移动中值滤波方法,滤除标准化信号中的基线漂移信号,最后进行6Hz的低通滤波。低通滤波采用6Hz,方便获取所述脑电信号的差分信号进行眨眼检测和去除。

[0037] 基线漂移信号一般是脑电采集装置以及环境因素的影响产生的,传统的脑电信号处理中并未对基线漂移信号进行处理,直接影响到了生成的睡眠深度指数,进而影响到睡

眠的分级。

[0038] 具体实施时,本发明可选的利用如下的标准化方法进行处理:

$$[0039] \quad y(n) = (x(n) - \bar{x}) / \delta$$

[0040] 其中 $n=0,1,2,\dots,N-1$, N 为脑电信号长度, δ 为脑电信号的标准差, $\bar{x}$ 为脑电信号的均值, $x(n)$ 为标准化前的脑电信号, $y(n)$ 为标准化后的脑电信号。

[0041] 本发明采用的移动中值滤波公式如下:

[0042] 脑电信号 $x(n)$ ($n=0,1,2,\dots,N-1$),取长度为 $L=2M+1$ (M 为正整数)的滤波窗口,设在第 n 时刻输入信号序列在窗口中的采样点为 $x(n-M),\dots,x(n),\dots,x(n+M)$,此时的输出为: $y(n)=\text{med}\{x(n-M),\dots,x(n),\dots,x(n+M)\}$,其中 med 表示对窗口内所有数按小到大排序后取中值的运算。

[0043] S103、对所述低频脑电信号进行眨眼信号去除。

[0044] 具体实施时,本发明可选的利用计算差分信号进行眨眼信号去除,通过特定算法检测出每个眨眼信号的起始点和结束点,通过所述预处理后的所述低频脑电信号减去眨眼信号得到一帧去除眨眼的低频脑电信号。需要说明的是,眨眼伪迹是脑电信号采集过程中的常见噪声,严重影响其有用信息(即睡眠特征)的提取,因此本发明利用特定算法的目的在于有效的识别并去除眨眼信号,所述特定检测算法是指,对所述低频脑电信号的差分信号,取两个阈值分别对应眼睑开始闭合和重新开始睁开的速度,以这两个阈值定位出每个眨眼信号的起始点和结束点,该算法对本领域技术人员是公知,本发明在此不再一一详述。

[0045] S104、将去除眨眼信号后的所述低频脑电信号划分为 N 段,将每段低频脑电信号按照预设频段进行频谱特征提取,计算每段所述低频脑电信号在预设频段范围内的平均相对功率与平均重心频率。

[0046] 所述预设频段包括 $a \text{ Hz} \sim b \text{ Hz}$ 、 $a \text{ Hz} \sim c \text{ Hz}$, $0.1 \leq a \leq 1$, $1 < b < 4$, $4 \leq c \leq 6$ 。所述脑电信号是利用单通道脑电采集装置采集的。

[0047] 将所述低频脑电信号划分为 N 段后,每段的段长为 base (具体实施时可选的 $500 \leq \text{base} \leq 1000$),两段之间重叠 $\text{base}/2$,即步长为 $\text{base}/2$,经典取值 $\text{base}=750$;分别对每小段信号进行FFT变换,对变换后的频谱信号计算 $a \text{ Hz} \sim b \text{ Hz}$ 的相对功率(即 $a \text{ Hz} \sim b \text{ Hz}$ 绝对功率与 $a \text{ Hz} \sim c \text{ Hz}$ 绝对功率的比值)和频段 $a \text{ Hz} \sim b \text{ Hz}$ 的重心频率,最后对所有小段的特征计算平均值,得到一帧脑电数据的睡眠状态特征($a \text{ Hz} \sim b \text{ Hz}$ 的相对功率和重心频率)。其中 a 、 b 、 c 满足: $0.1 \leq a \leq 1$, $1 < b < 4$, $4 \leq c \leq 6$,进一步, a 为 0.5 , b 为 3.5 , c 为 6 。本发明充分利用脑电信号中的低频脑电信号(包括眼动和Delta波),而delta频段与睡眠分期密切相关。本发明通过单通道脑电采集装置采集的脑电信号计算 $a \text{ Hz} \sim b \text{ Hz}$ 的相对功率和重心频率,佩戴舒适,操作简单方便,极大的提高了用户使用舒适度,并且 $a \text{ Hz} \sim b \text{ Hz}$ 正好处在Delta频段(包括眼动和Delta波),此频段的脑电信号相对高频脑电信号具备更好的通用性,可避免不同个体之间差异性,更能表征睡眠深度的特征信息,有利于睡眠状态分类。

[0048] S105、利用在线移动平均对所述平均相对功率和所述平均重心频率进行平滑去噪,去除局部噪声对睡眠深度特征的影响;

[0049] S106、根据所述平均相对功率与所述平均重心频率之比计算所述低频脑电信号的睡眠深度指数,查询预设的睡眠分级表获取所述睡眠深度指数对应的睡眠等级及睡眠状态信息,所述预设的睡眠分级表包括睡眠深度指数与睡眠等级及睡眠状态信息的关联关系。

[0050] 具体实施时,所述睡眠深度指数可映射为1至100之间,同时将睡眠状态划为5个状态(觉醒,REM,NREM1,NREM2,NREM3)。1~10表示觉醒,10~30表示REM,30~50表示NREM1,50~80表示NREM2,80~100表示NREM3,由此计算出每帧脑电数据对应的睡眠状态。需要说明的是,所述睡眠深度指数状态的划分可根据具体实际进行划分,本发明中划分了5个状态,具体实施时还可选的划分为不同于5的其他数字的几个状态,本发明在此不进行一一详述。

[0051] 本发明通过对检测到的脑电信号进行处理直接计算其睡眠深度指数,不需对训练数据进行模式训练,减少模型训练时间,分类结果不依赖于训练数据。本发明充分利用脑电信号中的低频脑电信号(包括眼动和Delta波),计算出a Hz~b Hz的相对功率,避免了被试者之间的个体差异性,并且a Hz~b Hz正好处在Delta频段(包括眼动和Delta波),此频段的脑电信号相对高频脑电信号具备更好的通用性,可避免不同个体之间差异性,更能表征睡眠深度的特征信息,有利于睡眠状态分类。

[0052] 如图2所述,本发明还提供了一种基于低频脑电的睡眠分析系统。所述系统包括脑电采集装置100、分析装置200。

[0053] 其中,

[0054] 所述脑电采集装置100,用于采集并或获取脑电信号,所述脑电信号的采样频率为125Hz;

[0055] 所述分析装置200,用于获取所述脑电采集装置采集的脑电信号,将所述脑电信号进行分析处理,判断所述脑电信号的用户的睡眠等级及睡眠状态信息。

[0056] 具体实施时,本发明所述的脑电采集装置可选的为眼罩等方便佩戴的装置。

[0057] 进一步,如图3所示,所述分析装置包括

[0058] 预处理模块201,用于将所述脑电信号进行预处理获取低频脑电信号,所述预处理包括异常信号去除、标准化、基线漂移信号滤除和低通滤波,所述低通滤波的频率为6Hz;

[0059] 眨眼去除模块202,用于对所述低频脑电信号进行眨眼信号去除。

[0060] 所述眨眼信号去除,用于计算差分信号,通过特定算法检测出每个眨眼信号的起始点和结束点,通过所述低频脑电信号减去眨眼信号得到一帧去除眨眼的低频脑电信号。

[0061] 特征提取模块203,用于将去除眨眼信号后所述低频脑电信号划分为N段,将每段脑电信号进行傅里叶变换,计算傅里叶变换后的每段所述脑电信号在预设频段范围内的平均相对功率与平均重心频率;

[0062] 特征去噪模块204,利用移动平均对所述平均相对功率和所述平均重心频率进行平滑去噪,去除局部噪声对睡眠深度特征的影响;

[0063] 睡眠分析模块205,用于根据所述平均相对功率与所述平均重心频率之比计算所述低频脑电信号的用户睡眠深度指数,查询预设的睡眠分级表获取所述睡眠深度指数对应的睡眠等级及睡眠状态信息,所述预设的睡眠分级表包括睡眠深度指数与睡眠等级及睡眠状态信息的关联关系。

[0064] 所述预设频段包括a Hz~b Hz、a Hz~c Hz, $0.1 \leq a < 1$, $1 < b < 4$, $4 \leq c \leq 6$ 。

[0065] 进一步,a为0.5,b为3.5,c为6。

[0066] 传统的脑电采集装置结构复杂不利于产品结构化,例如多导联采集。本发明所述脑电采集装置包括信号采集电路、模数转换电路和通信电路,所述模数转换电路分别与所述信号采集电路、通信电路连接。其中,信号采集电路可选的包括信号测试电极、参考电极

和接地电极。具体实施时,可选的将信号采集电路、模数转换电路和通信电路三个结构简单的电路内置于眼罩、发带等结构内,从而方便用户佩戴;同时,不同于传统笨重的脑电采集仪器,本发明所述的脑电采集装置通过内置信号采集电路、模数转换电路和通信电路的发带或者眼罩等提高了采集脑电信号过程中的用户体验的舒适性。具体实施时,所述通信电路包括发送天线。具体实施时,所述脑电采集装置还可选的包括分别与所述信号采集电路、模数转换电路连接的放大电路。所述放大电路将所述信号采集电路采集的脑电信号放大后,再利用所述模数转换电路将信号放大后的所述脑电信号进行模数转换。

[0067] 进一步,具体实施时,本发明所述的脑电采集装置还可选的包括分别与所述信号采集电极、所述数模转换电路和所述通信电路连接的保护电路。

[0068] 以上所述仅为本发明的优选实施案例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

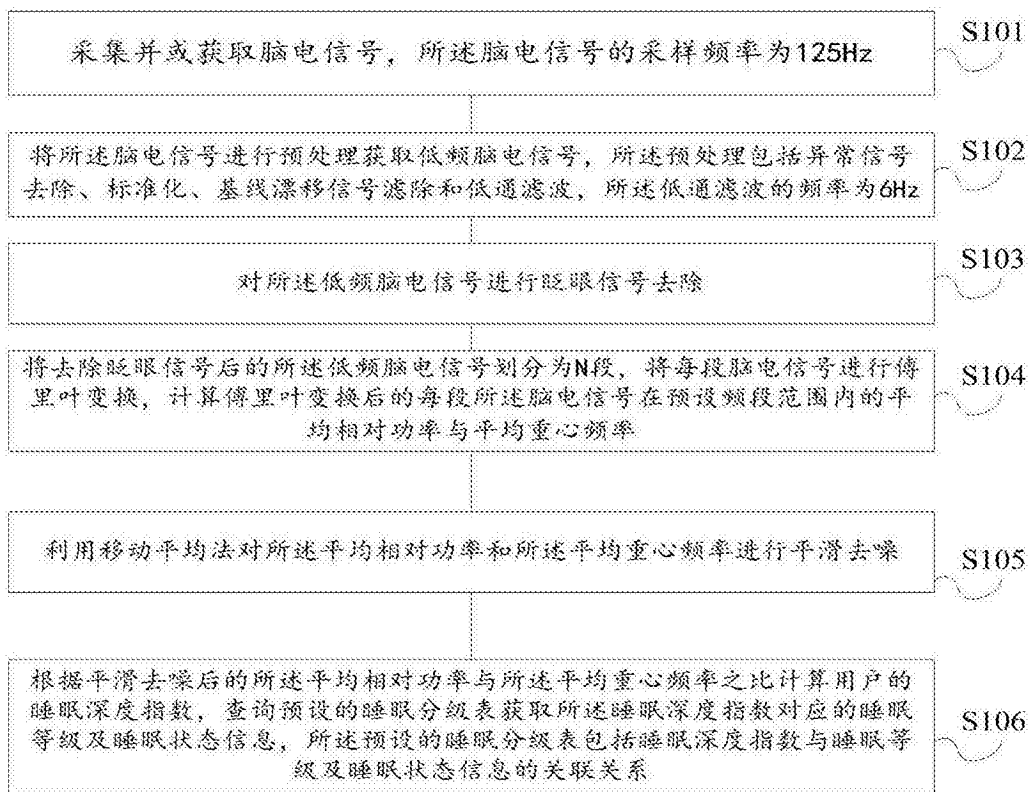


图1

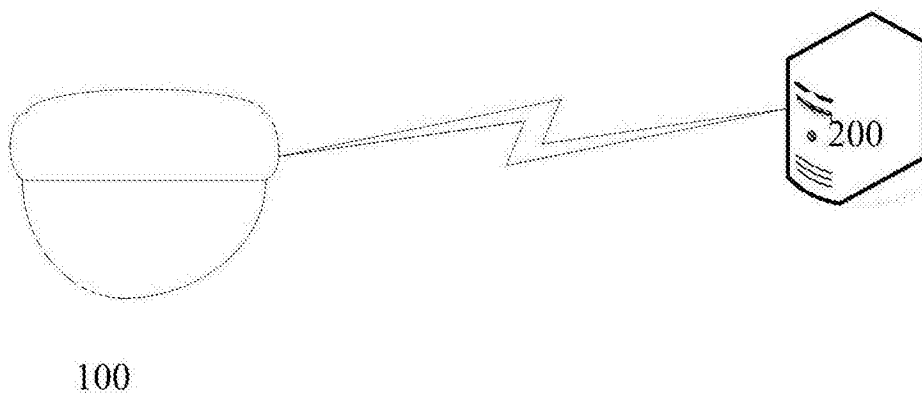


图2



图3

专利名称(译)	一种基于低频脑电的睡眠分析方法及系统		
公开(公告)号	CN105942974A	公开(公告)日	2016-09-21
申请号	CN201610231751.3	申请日	2016-04-14
[标]申请(专利权)人(译)	禅客科技上海有限公司		
申请(专利权)人(译)	禅客科技(上海)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	禅客科技(上海)有限公司		
[标]发明人	廖春平		
发明人	廖春平		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/4812 A61B5/04004 A61B5/04014 A61B5/0476		
代理人(译)	龚洁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于低频脑电的睡眠分析方法及系统，其中方法包括如下步骤：采集并或获取脑电信号，脑电信号的采样频率为125Hz；将脑电信号进行预处理获取低频脑电信号，预处理包括异常信号去除、标准化、基线漂移信号滤除和低通滤波，低通滤波的频率为6Hz；对所述低频脑电信号进行眨眼信号去除；将去除眨眼信号后预处理后的低频脑电信号划分为N段，将每段低频脑电信号进行傅里叶变换，计算预设频段范围内的平均相对功率与平均重心频率；根据平均相对功率与平均重心频率之比计算用户的睡眠深度指数。本发明计算出aHz～bHz的相对功率，避免了被试者之间的个体差异性，更能表征睡眠深度的特征信息，有利于睡眠状态分类。

