



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106333676 B

(45)授权公告日 2019.07.09

(21)申请号 201610840432.2

A61B 5/11(2006.01)

(22)申请日 2016.09.21

A61B 5/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106333676 A

(43)申请公布日 2017.01.18

(73)专利权人 广州视源电子科技股份有限公司

地址 510530 广东省广州市广州黄埔区云埔四路6号

(56)对比文件

CN 105105714 A, 2015.12.02,
和卫星,等.基于样本熵的睡眠脑电分期.
《江苏大学学报》.2009,第30卷(第5期),501-504.

审查员 张玲玲

(72)发明人 赵巍 胡静 韩志

(74)专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 潘桂生

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0496(2006.01)

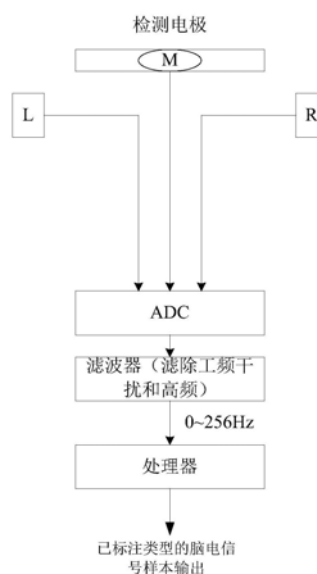
权利要求书3页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置

(57)摘要

本发明涉及一种清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,包括:脑电电极、参考电极及其分别连接的模数转换器,以及依次通过模数转换器和滤波电路连接的处理器;脑电电极用于检测用户在睡眠中的脑电信号;模数转换器进行模数转换,滤波电路对脑电信号进行低频滤波;处理器提取用户的脑电信号样本,对脑电信号样本进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数进行信号重建得到脑电信号;计算脑电信号的样本熵,将该样本熵与样本熵阈值进行比较;在样本熵大于样本熵阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为清醒状态。本发明可以准确地检测脑电信号的清醒状态,并进行有效的数据类型标注,使得利用该标注的脑电信号样本训练个人分类器更加准确。



1. 一种清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,其特征在于,包括:脑电电极、参考电极、模数转换器、滤波电路以及处理器;所述脑电电极、参考电极分别连接模数转换器,并依次通过所述模数转换器和滤波电路连接至处理器;

所述脑电电极用于检测用户在睡眠中的脑电信号;

所述模数转换器将脑电信号转换为数字信号,所述滤波电路对脑电信号进行低频滤波后输入至处理器;

所述处理器,用于提取用户的脑电信号样本,对所述脑电信号样本进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数进行信号重建得到脑电信号;计算所述脑电信号的样本熵,将该样本熵与预先计算的样本熵阈值进行比较;在样本熵大于样本熵阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为清醒状态;

所述处理器,还用于在装置开启后,提取设定时间内的脑电信号;将设定时间内的脑电信号分成多个样本,并分别计算各个脑电信号样本的样本熵,得到样本熵集合;根据所述样本熵集合计算样本熵阈值;

所述处理器采用如下公式计算样本熵阈值:

$$sampen_thre = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n sampen_val_i + \frac{v}{n} \left(\sum_{i=1}^n sampen_val_i^2 - \sum_{i=1}^n sampen_val_i \right)$$

$$sampen_val_i = sampen(y[p_start:p_end])$$

$$p_start = (i-1) * time_length * fs + 1$$

$$p_end = p_start + time_length * fs - 1$$

$$p_end < T * fs$$

式中,其中sampen_thre为样本熵阈值,sampen_val_i为样本熵集合中第i个样本的样本熵,n为样本熵集合中脑电信号样本的数量,sampen为求样本熵的运算,其输入y[p_start:p_end]为脑电信号y在第p_start点开始到第p_end点为止的部分,time_length为计算样本熵的每个样本的时间长度,fs为脑电信号的采样率,T为开始采集脑电信号后的设定时间,v为设定参数。

2. 根据权利要求1所述的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,其特征在于,所述参数v的取值如下:

$$X_i = \frac{sampen_val_i - u}{\sigma}, i = 1, \dots, n$$

$$\text{其中, } u = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n sampen_val_i, \quad \sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n sampen_val_i^2 - \sum_{i=1}^n sampen_val_i \right)}$$

$$x = v$$

$$\Phi(x) = \int_{-\infty}^x \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{t^2}{2}\right) dt = P(X \leq x)$$

式中,X表示样本熵集合,X_i表示样本熵集合X中第i个元素,Φ(x)表示标准正态分布函数的积分,P(X≤x)表示样本熵的集合X中的取值小于x的概率。

3. 根据权利要求2所述的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,其特征在于,所述T=300s,time_length=30s,v=2.58。

4. 根据权利要求1至3任一项所述的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,其特征在于,还包括:连接模数转换器,并依次通过所述模数转换器和滤波电路连接至处理器的眼电电极;

所述眼电电极,用于采集用户在睡眠中的眼电信号;

所述处理器,还用于提取用户的实时眼电信号;对所述实时眼电信号进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数进行信号重建得到眼电信号;根据同一时刻脑电信号和眼电信号的相关性以及眨眼眼电波形的特征,在眼电信号上检测眨眼活动;在检测到眨眼活动时判定用户当前处于清醒状态。

5. 根据权利要求4所述的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,其特征在于,所述脑电电极设置在用户的额头位置;所述参考电极设置在用户的耳垂;所述眼电电极设置在眼角位置。

6. 根据权利要求4所述的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,其特征在于,所述处理器检测眨眼活动的算法流程包括:

利用具有设定信号幅度范围和时间长度的滑动窗口截取低频眼电信号;

分别计算滑动窗口内眼电信号与同一时刻脑电信号的波形的相关系数,滑动窗口内眼电信号波形尖峰的尖锐程度参数以及尖峰的持续时间;

若所述相关系数、尖锐程度参数和持续时间均分别满足预设的相关系数阈值、尖锐程度参数阈值和持续时间阈值,判断该滑动窗口内眼电信号存在眨眼活动。

7. 根据权利要求6所述的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,其特征在于,所述处理器计算尖锐程度参数的算法流程包括:

分别计算眼电信号波形在滑动窗口内的上部区域面积和下部区域面积,计算公式如下:

$$area_{up} = \sum_{i=1}^n (p_{\max} - p_i)$$

$$area_{down} = \sum_{i=1}^n (p_i - p_{\min})$$

式中, p_i 为滑动窗口内的眼电信号, $p_{\max}$ 为滑动窗口内眼电信号的最大值, $p_{\min}$ 为滑动窗口内眼电信号的最小值, $area_{up}$ 表示上部区域面积, $area_{down}$ 表示下部区域面积;

根据所述上部区域面积和下部区域面积计算所述眼电信号波形尖峰的面积,计算公式如下:

$$blink_{area} = \begin{cases} area_{up} & \text{if } area_{up} < area_{down} \\ area_{down} & \text{if } area_{up} > area_{down} \end{cases}$$

式中, $blink_{area}$ 表示尖峰的面积,if表示满足条件;

根据尖峰面积计算尖锐程度参数,计算公式如下:

$$blink_{ratio} = blink_{area} / in - blink_{area}$$

式中, $blink_{ratio}$ 表示尖锐程度参数, $in - blink_{area}$ 表示非尖峰部分的面积。

8. 根据权利要求7所述的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,其特征在于,所述处理器计算滑动窗口内眼电信号波形尖峰的持续时间的算法流程包括:

根据所述上部区域面积和下部区域面积计算所述眼电信号波形尖峰的方向,计算公式如下:

$$blink_{direction} = \begin{cases} 1 & \text{if } area_{up} < area_{down} \\ -1 & \text{if } area_{up} > area_{down} \end{cases}$$

式中,blink_{direction}表示尖峰方向,标记为1表示尖峰向下,标记为-1表示尖峰向上;

在尖峰向下时,根据尖峰两侧的局部极大值点计算尖峰的持续时间;或者在尖峰向上时,根据尖峰两侧的局部局部极小值点计算尖峰的持续时间;计算公式如下:

$$blink_{ts} = vertex_{right} - vertex_{left},$$

$$s.t. \begin{cases} vertex_{right} = right_max_loca & vertex_{left} = left_max_loca & \text{if } blink_{direction} = 1 \\ vertex_{right} = right_min_loca & vertex_{left} = left_min_loca & \text{if } blink_{direction} = -1 \end{cases}$$

式中,blink_{ts}表示尖峰的持续时间,vertex_{right}表示尖峰的右侧顶点时刻,表示尖峰的左侧顶点时刻,right_min_loca表示尖峰右侧的局部极小值点,right_max_loca表示尖峰右侧的局部极大值点,left_min_loca表示尖峰左侧的局部极小值点,left_max_loca表示尖峰左侧的局部极大值点,s.t.表示约束条件。

清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置

技术领域

[0001] 本发明涉及辅助睡眠技术领域,特别是涉及一种清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置。

背景技术

[0002] 目前市面上已经有一些辅助设备来进行辅助人们入睡,即辅助睡眠,以提高用户的睡眠质量。睡眠状态分析是辅助设备了解用户睡眠质量的重要手段,而在此过程中,需要对用户睡眠状态进行检测,以准确知道用户是清醒还是睡着状态,然后才能够进行对应的干预措施。

[0003] 多导睡眠图 (Polysomnography, PSG), 又称睡眠脑电图, 是目前临床上用于睡眠诊断和分析的“金标准”。多导睡眠图利用多种生命体征对睡眠进行分析, 在这些体征信号中, 脑电处于核心地位; 利用脑电波4种节律: δ 波 (1-3Hz), θ 波 (4-7Hz), α 波 (8-12Hz), β 波 (14-30Hz) 的频率特性。根据不同节律的脑电波和眼球运动特征, 除了清醒阶段以外, 睡眠可以分成非眼快动睡眠 (No Rapid Eye Movement Sleep, NREM sleep) 和眼快动睡眠 (Rapid Eye Movement Sleep, REM sleep) 周期。其中非眼快动睡眠又可以分为4个时期: S1期 (完全清醒至睡眠之间的过渡阶段), S2期 (浅睡阶段), S3期 (中等深度睡眠), S4期 (深睡期)。

[0004] 一般情况下, 检测用户是否处于清醒状态, 是通过利用脑电波在4个频段的信号 (δ 波频段、 θ 波频段、 α 波频段和 β 波频段) 训练清醒状态的识别模型 (分类器) 来对脑电信号进行识别, 这些识别模型往往是利用其他人的脑电波进行训练的通用识别模型, 但由于脑电信号的个人特异性很强, 并且脑电的强度很弱 (脑电为微伏级别, 心电为毫伏级别), 在信号采集时极易被外界信号所干扰。

[0005] 在此过程中, 当需要训练个人分类器时, 就需要对采集的个人脑电信号样本的数据类型进行标注, 这样才可以对标注类型的数据进行自学习和测试, 训练出更加适用于个人的个人分类器, 而采用通用识别模型来对脑电信号进行检测标注时, 如前面所述, 由于脑电信号的强度很弱容易受到干扰, 采用通用识别模型来标注脑电波信号样本的类型, 容易混入干扰成分, 导致训练出来的个人分类器的识别准确率较低, 影响了后期对个人睡眠状态检测结果的可靠性。

发明内容

[0006] 基于此, 有必要针对上述问题, 提供一种清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置, 可以准确地检测清醒状态下的脑电信号, 并进行数据类型的标注。

[0007] 一种清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置, 包括: 脑电电极、参考电极、模数转换器、滤波电路以及处理器;

[0008] 所述脑电电极、参考电极分别连接模数转换器, 并依次通过所述模数转换器和滤波电路连接至处理器;

[0009] 所述脑电电极用于检测用户在睡眠中的脑电信号;

[0010] 所述模数转换器将脑电信号转换为数字信号,所述滤波电路对脑电信号进行低频滤波后输入至处理器;

[0011] 所述处理器,用于提取用户的脑电信号样本,对所述脑电信号样本进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数进行信号重建得到脑电信号;计算所述脑电信号的样本熵,将该样本熵与预先计算的样本熵阈值进行比较;在样本熵大于样本熵阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为清醒状态。

[0012] 上述清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,在用户开始睡眠过程后,通过脑电电极采集用户的脑电信号样本,并经过数模转换和滤波处理后,由处理器进行小波分解和低频段重建得到脑电信号;计算脑电信号的样本熵与预先计算的样本熵阈值进行比较,在样本熵大于样本熵阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为清醒状态。通过该装置来标注脑电波信号样本的类型,可以避免脑电信号受到干扰,准确地检测脑电信号的清醒状态,并进行有效的数据类型标注,使得利用该标注的脑电信号样本训练出来的个人分类器的识别准确率更高,也提升了后期对个人睡眠状态检测结果的可靠性。

附图说明

[0013] 图1为一个实施例的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置的结构示意图;

[0014] 图2是一段常见的清醒时期的脑电信号与眼电信号示意图;

[0015] 图3为另一个实施例的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置结构示意图;

[0016] 图4为滑动窗口内眼电信号波形尖峰面积示意图;

[0017] 图5为检测到眨眼活动的结果示意图;

[0018] 图6为清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置的原理图。

具体实施方式

[0019] 下面结合附图阐述本发明的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置的实施例。

[0020] 参考图1所示,图1为一个实施例的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置的结构示意图,包括:脑电电极、参考电极、模数转换器、滤波电路以及处理器;

[0021] 所述脑电电极、参考电极分别连接模数转换器,并依次通过所述模数转换器和滤波电路连接至处理器;

[0022] 所述脑电电极用于检测用户在睡眠中的脑电信号;

[0023] 所述模数转换器将脑电信号转换为数字信号,所述滤波电路对脑电信号进行低频滤波后输入至处理器;

[0024] 所述处理器,用于提取用户的脑电信号样本,对所述脑电信号样本进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数进行信号重建得到脑电信号;计算所述脑电信号的样本熵,将该样本熵与预先计算的样本熵阈值进行比较;在样本熵大于样本熵阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为清醒状态。

[0025] 上述清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,在用户开始睡眠过程后,通过脑电电极采集用户的脑电信号样本,并经过数模转换和滤波处理后,由处理器进行小波分解和低频段重建得到脑电信号;计算脑电信号的样本熵与预先计算的样本熵阈值进行比

较,在样本熵大于样本熵阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为清醒状态。通过该方案来标注脑电波信号样本的类型,可以避免脑电信号受到干扰,准确地检测脑电信号的清醒状态,并进行有效的数据类型标注,使得利用该标注的脑电信号样本训练出来的个人分类器的识别准确率更高,也提升了后期对个人睡眠状态检测结果的可靠性。

[0026] 在一个实施例中,所述脑电电极设置在用户的额头位置;所述参考电极设置在用户的耳垂。如图1所示,图中,脑电电极即图中的“M”,参考电极设置在用户的耳垂,即图中“R”和“L”。为了适应于脑电信号的处理,滤波电路滤波后,输出0-256Hz频段的信号至处理器。

[0027] 对于用户的清醒状态的检测,主要通过处理器来进行识别,基于处理器要实现的功能,可以在处理器中配置相应的算法模块。

[0028] 处理器的算法功能解析可以如下:

[0029] (1) 在用户开始睡眠过程后,通过脑电电极采集用户的脑电信号样本;

[0030] 处理器的该算法功能,是在对用户进行辅助睡眠等睡眠状态分析中,在确保用户是清醒的状态下,开始对用户进行脑电信号采集,通过用户佩戴脑电电极,采集用户在睡眠过程中产生的脑电信号。

[0031] 在采集脑电信号时,处理器可以控制以30s为一帧进行采集,后续对每帧脑电信号进行分析处理。

[0032] (2) 对所述脑电信号样本进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数进行信号重建得到脑电信号;

[0033] 为了避免高频噪声的干扰同时保留信号的基本信息,我们在较低频段上对脑电信号进行分析。为了计算的方便,可以选择 θ 波的频率上限(0~8Hz)进行小波分解和重建。

[0034] 在此,首先对脑电信号进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数重建脑电信号,为了计算的方便,可以选择 θ 波(主要是4-7Hz)的频率上限进行重建,即0~8Hz。

[0035] (3) 计算所述脑电信号的样本熵,将该样本熵与预先计算的样本熵阈值进行比较;

[0036] 样本熵是时间序列复杂度的一种度量,被广泛应用于癫痫的检测中。在睡眠周期的6个阶段中,清醒阶段的脑电信号的样本熵最高,本发明利用脑电信号的样本熵的大小来判断用户是否为清醒状态,通过设定样本熵阈值,与脑电信号的样本熵进行比较。

[0037] 进一步的,在上述比较过程中,样本熵阈值的选择也是至关重要的一环。在目前癫痫的检测等方面得到的经验数据,并不适合用在睡眠状态分析中对清醒状态的准确判定。

[0038] 在一个实施例中,可以采用如下方法获取样本熵阈值,包括:

[0039] (a) 在清醒状态检测装置开机后,提取设定时间内的脑电信号;

[0040] 一般情况下,考虑到人正常的入睡时间为10~15分钟,在劳累/疲惫时入睡时间甚至会缩短,因此,在用户完全清醒的状态下开始采集用户的脑电信号,可以认为在开始采集后的一个设定时间段内,用户是处于清醒状态的,作为实施例,本发明选择的时间段为300秒(5分钟),即开机后开始采集用户的脑电信号后的300秒内都会被判断为清醒状态;

[0041] 因此,通过上述功能,在确保用户清醒状态下,利用这段时间内采集的用户的脑电信号计算样本熵。

[0042] (b) 将设定时间内的脑电信号分成多个样本,并分别计算各个脑电信号样本的样本熵,得到样本熵集合;

[0043] 在此,假设利用30s为一帧、采集300秒脑电信号进行处理,那么这里就有10个样本,此时可以计算出包括10个样本熵的样本熵集合。

[0044] (c) 根据所述样本熵集合计算样本熵阈值;样本熵阈值的计算公式可以如下:

$$[0045] \quad \text{sampen_thre} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i + \frac{v}{n} \left(\sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i^2 - \sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i \right)$$

$$[0046] \quad \text{sampen_val}_i = \text{sampen}(y[p_start:p_end])$$

$$[0047] \quad p_start = (i-1) * \text{time_length} * fs + 1$$

$$[0048] \quad p_end = t_start + \text{time_length} * fs - 1$$

$$[0049] \quad p_end < T * fs$$

[0050] 式中,其中sampen_thre为样本熵阈值,sampen_val_i为样本熵集合中第i个样本的样本熵,sampen为求样本熵的运算,其输入y[p_start:p_end]为脑电信号y在第p_start点开始到第p_end点为止的部分,time_length为计算样本熵的每个样本的时间长度,fs为脑电信号的采样率,T为开始采集脑电信号后的设定时间,v为设定参数。

[0051] 在上述计算方案中,参数v的取值非常重要,通过参数v可以控制识别准确率;因此,为了提高识别准确率,对于参数v取值可以通过如下公式计算:

[0052] 假设清醒阶段时的样本熵的集合X服从标准正态分布,集合X中第i个元素表示为:

$$[0053] \quad X_i = \frac{\text{sampen_val}_i - u}{\sigma}, i = 1, \dots, n$$

$$[0054] \quad \text{其中}, u = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i, \quad \sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \left(\sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i^2 - \sum_{i=1}^n \text{sampen_val}_i \right)}$$

[0055] 此时, $x = v$

$$[0056] \quad \text{根据标准正态分布函数的积分: } \Phi(x) = \int_{-\infty}^x \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{t^2}{2}\right) dt = P(X \leq x)$$

[0057] 其中,P(X≤x)表示样本熵的集合X中的取值小于x的概率,由此可以计算,以T=300s,time_length=30s为例,当参数v=2.58时,样本熵集合X的值小于x的概率为99.5%。

[0058] (4) 在样本熵大于样本熵阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为清醒状态;

[0059] 考虑到清醒阶段的脑电信号的样本熵最大,基于上述实施例计算的样本熵阈值sampen_thre,可知将样本熵大于sampen_thre的脑电信号判断为清醒状态可以得到较高准确率。

[0060] 本发明实施例的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置,在多例利用脑电信号进行实验中,清醒状态都得到了准确的检测,可见本发明的标注装置具有较高的准确性。

[0061] 为了进一步提高数据类型标注的准确率,在脑电信号样本熵比较基础上,本发明还提供了如下基于眼电信号检测数据类型判断方案。

[0062] 在正常人的睡眠周期中,眨眼是清醒期所特有的一个活动,由于眨眼时眼电信号的幅度较高,会对脑电信号造成干扰。参考图2,图2是一段常见的清醒时期的脑电信号与眼电信号示意图;图中实线为脑电信号,虚线为眼电信号。通过图中可以看出,眨眼活动在脑电信号和眼电信号上都产生了向下的尖峰,眨眼活动在脑电图上表现为具有短时间的高尖

峰的波形,这也是眨眼眼电波形的特征。

[0063] 作为一个实施例,参考图3所示,图3为另一个实施例的清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置结构示意图,该装置还包括:连接模数转换器,并依次通过所述模数转换器和滤波电路连接至处理器的眼电电极;

[0064] 所述眼电电极,用于采集用户在睡眠中的眼电信号;

[0065] 所述处理器,还用于提取用户的实时眼电信号;对所述实时眼电信号进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数进行信号重建得到眼电信号;根据同一时刻脑电信号和眼电信号的相关性以及眨眼眼电波形的特征,在眼电信号上检测眨眼活动;在检测到眨眼活动时判定用户当前处于清醒状态。

[0066] 如图3,所述眼电电极设置在眼角位置;眼电电极包括左右两个电极,即图中的“ROC”和“LOC”,参考电极设置在用户的耳垂。滤波电路主要是进行低通滤波和滤除工频干扰,为了适应于眼电信号的处理,滤波电路滤波后,输出0-256Hz频段的信号至处理器。

[0067] 处理器利用眼电信号检测清醒状态的算法功能可以解析如下:

[0068] (1)在装置开机后,在采集脑电信号的同时,提取用户的实时眼电信号;即在开始对用户进行脑电信号采集后,通过用户佩戴相关眼电电极,采集用户在睡眠过程中产生的眼电信号。

[0069] 在采集眼电信号时,同样可以以30s为一帧进行采集,后续对每帧眼电信号进行分析处理。

[0070] (2)对所述实时眼电信号进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数进行信号重建得到眼电信号;

[0071] 首先对眼电信号进行小波分解,并根据设定低频段的小波系数重建眼电信号,为了计算的方便,可以选择脑电信号的 θ 波(主要是4-7Hz)的频率上限进行重建,即0~8Hz。

[0072] (3)根据同一时刻脑电信号和眼电信号的相关性以及眨眼眼电波形的特征,在眼电信号上检测眨眼活动;

[0073] 在检测过程中,利用到了同一时刻的脑电信号和眼电信号之间的相关性,结合眨眼眼电信号的波形特征进行判断。

[0074] 在一个实施例,处理器在眼电信号上检测眨眼活动的算法流程,可以如下:

[0075] (a)利用具有设定信号幅度范围和时间长度的滑动窗口截取所述低频眼信号;

[0076] 本发明利用一个滑动窗口内的信号幅度、眼电信号与脑电信号的相似程度,尖峰的尖锐程度和尖峰持续时间来检测滑动窗口内是否有眨眼活动,该滑动窗口验证脑电图时间轴上滑动,截取眼电信号波形。

[0077] 由于眨眼的的时间一般小于0.4秒,因此可以在一个稍大滑动窗口的内检测眨眼信号,例如设置0.6倍的采样时间长度,即 $n=0.6 \cdot f_s$, n 为滑动窗口长度, f_s 为眼电信号的采样率。

[0078] 眼电信号的幅度可以通过滑动窗口内眼电信号的最大值减去最小值($p_{\max}-p_{\min}$)的方式求出,一般情况下,滑动窗口的幅度可以设置为75微伏至300微伏之间。

[0079] (b)分别计算滑动窗口内眼电信号与同一时刻脑电信号的波形的相关系数,滑动窗口内眼电信号波形尖峰的尖锐程度参数以及尖峰的持续时间;

[0080] 这里尖锐程度参数是表征尖峰的特征符合眨眼时短时间的高尖峰的波形强弱的

参数。

[0081] 处理器计算滑动窗口内眼电信号波形尖峰的尖锐程度参数的算法流程,可以如下:

[0082] ①分别计算眼电信号波形在滑动窗口内的上部区域面积和下部区域面积,计算公式如下:

$$[0083] \quad area_{up} = \sum_{i=1}^n (p_{\max} - p_i)$$

$$[0084] \quad area_{down} = \sum_{i=1}^n (p_i - p_{\min})$$

[0085] 式中, p_i 为滑动窗口内的眼电信号, $p_{\max}$ 为滑动窗口内眼电信号的最大值, $p_{\min}$ 为滑动窗口内眼电信号的最小值, $area_{up}$ 表示上部区域面积, $area_{down}$ 表示下部区域面积;

[0086] ②根据所述上部区域面积和下部区域面积计算所述眼电信号波形尖峰的面积,计算公式如下:

$$[0087] \quad blink_{area} = \begin{cases} area_{up} & \text{if } area_{up} < area_{down} \\ area_{down} & \text{if } area_{up} > area_{down} \end{cases}$$

[0088] 式中, $blink_{area}$ 表示尖峰的面积,if表示满足条件;

[0089] 参考图4所示,图4为滑动窗口内眼电信号波形尖峰面积示意图,两种方向的尖峰上、下部区域面积如图所示,左图尖峰方向向上,右图的尖峰方向向下。

[0090] ③根据尖峰面积计算尖锐程度参数,计算公式如下:

$$[0091] \quad blink_{ratio} = blink_{area} / in_blink_{area}$$

[0092] 式中, $blink_{ratio}$ 表示尖锐程度参数, in_blink_{area} 表示非尖峰部分的面积,这里尖锐程度参数也可以转化为是上部区域面积和下部区域面积之间的比值。

[0093] 计算滑动窗口内眼电信号波形尖峰的持续时间的方法,可以包括如下:

[0094] ④根据所述上部区域面积和下部区域面积计算所述眼电信号波形尖峰的方向,计算公式如下:

$$[0095] \quad blink_{direction} = \begin{cases} 1 & \text{if } area_{up} < area_{down} \\ -1 & \text{if } area_{up} > area_{down} \end{cases}$$

[0096] 式中, $blink_{direction}$ 表示尖峰方向,标记为1表示尖峰向下,标记为-1表示尖峰向上;

[0097] ⑤在尖峰向下时,根据尖峰两侧的局部极大值点计算尖峰的持续时间;或者在尖峰向上时,根据尖峰两侧的局部局部极小值点计算尖峰的持续时间;计算公式如下:

$$[0098] \quad blink_{ts} = vertex_{right} - vertex_{left},$$

$$[0099] \quad s.t. \begin{cases} vertex_{right} = right_min_loca & vertex_{left} = left_min_loca & \text{if } blink_{direction} = 1 \\ vertex_{right} = right_max_loca & vertex_{left} = left_max_loca & \text{if } blink_{direction} = -1 \end{cases}$$

[0100] 式中, $blink_{ts}$ 表示尖峰的持续时间, $vertex_{right}$ 表示尖峰的右侧顶点时刻,表示尖峰的左侧顶点时刻, $right_min_loca$ 表示尖峰右侧的局部极小值点, $right_max_loca$ 表示尖峰右侧的局部极大值点, $left_min_loca$ 表示尖峰左侧的局部极小值点, $left_max_loca$

表示尖峰左侧的局部极大值点,s.t.表示约束条件。

[0101] (c)若所述相关系数、尖锐程度参数和持续时间均分别满足预设的相关系数阈值、尖锐程度参数阈值和持续时间阈值,判断该滑动窗口内眼电信号存在眨眼活动;

[0102] 具体的,当滑动窗口内的信号幅度、眼电信号与脑电信号的相似程度、尖峰的面积和持续时间都满足条件时,即认为当前滑动窗口存在着眨眼活动;

[0103] 对于相关系数阈值,一般认为,相关系数大于0.7的两个向量基本上可以认为是正相关的,考虑到眨眼时眼电信号对脑电信号的干扰,眨眼时眼电信号与脑电信号之间的相关系数阈值可以设为0.9;对于尖锐程度参数阈值,一般可以设置为0.3;对于尖峰的持续时间阈值,根据眨眼时间一般是0.3-0.4秒,因此,持续时间阈值可以设为0.3秒。

[0104] (4)在检测到眨眼活动时判定用户当前处于清醒状态;

[0105] 处理器基于上述方案准确检测出眨眼活动后,即可判断当前帧的脑电信号样本是属于清醒状态的,参考图5,图5为检测到眨眼活动的结果示意图,图中实线和虚线分别为经过小波变换重建后的脑电信号和眼电信号。在眼电信号上,圆圈标出了眨眼活动所形成的尖峰,可以发现,虽然检测出的眨眼活动数量较少,但是误检率极低。

[0106] 在实际应用中,为了避免误检出眨眼活动带来的误标注,以当一帧30秒眼电信号为例,可以在一帧信号里至少要检出2个或2个以上的眨眼活动时,再判定当前采集的脑电信号样本为清醒状态下的脑电信号,进而对该帧脑电信号样本进行数据类型标注。

[0107] 本发明实施例的方案,对清醒状态进行准确判断,对采集的脑电信号样本进行数据类型标注,如果该检测器输出结果为“是”,即将脑电信号样本的数据类型标注为清醒状态,如果输出结果为“否”,由于既不是清醒状态,但也不能认为是睡眠状态,则丢弃该样本。

[0108] 参考图6所示,图6为清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置的原理图,在采集脑电信号样本的时候,同时也采集实时眼电信号,然后在处理器中,对于脑电信号进行样本熵的计算和阈值判断,然后对脑电信号样本进行数据类型的标注,而眼电信号采集后,通过检测眼电信号中的眨眼活动,从而可以对样本熵阈值判断过程中可能存在的漏判情况,从而进一步标注的准确率。以脑电信号和眼电信号30s一帧为例,如果在同期的眼电信号中,检测出至少2个眨眼活动,而如果样本熵阈值判断后该帧脑电信号没有被判为清醒状态,则可以对其进行补充标注,达到复检和补漏的功能。

[0109] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0110] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。

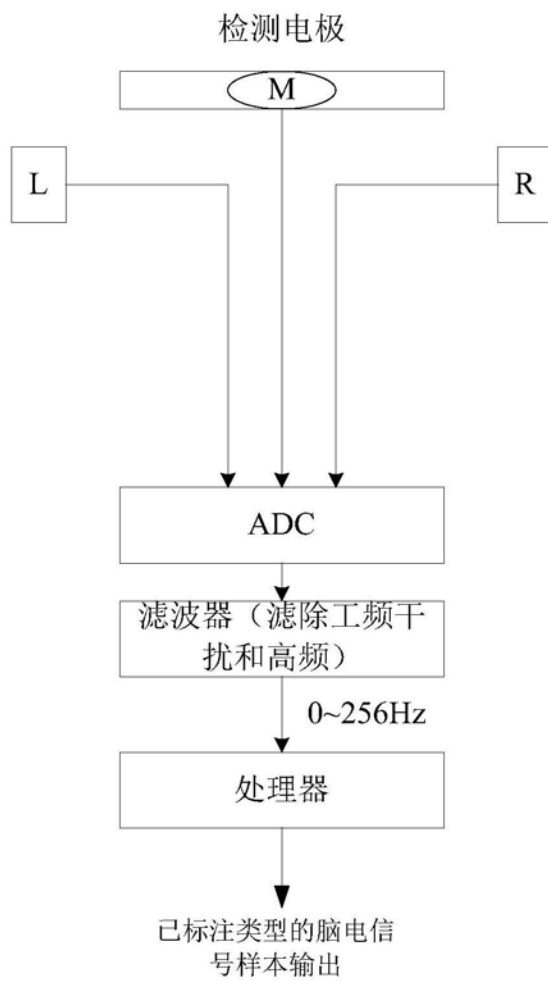


图1

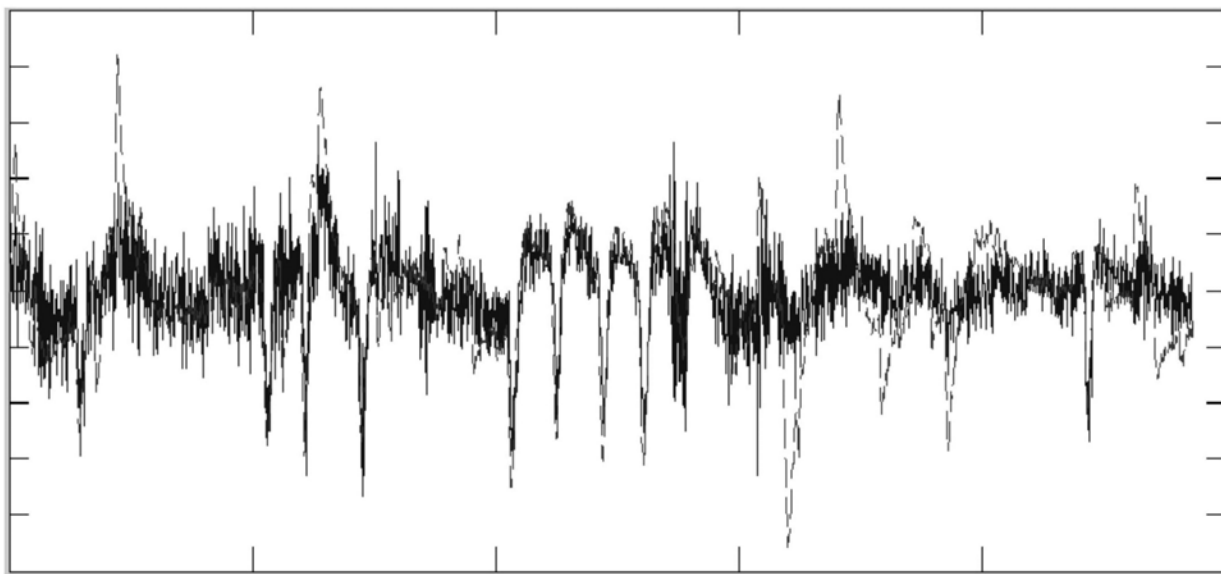


图2

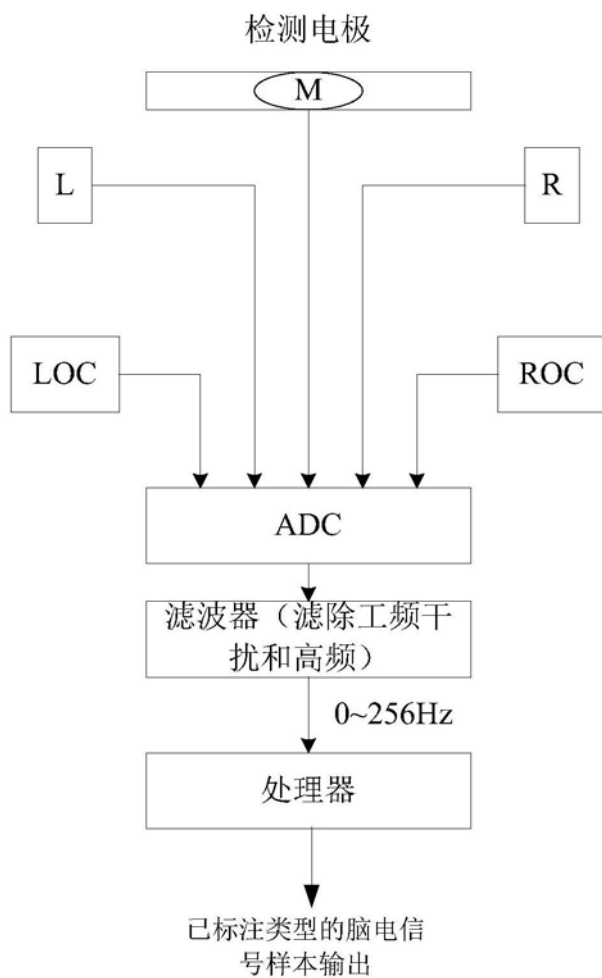


图3

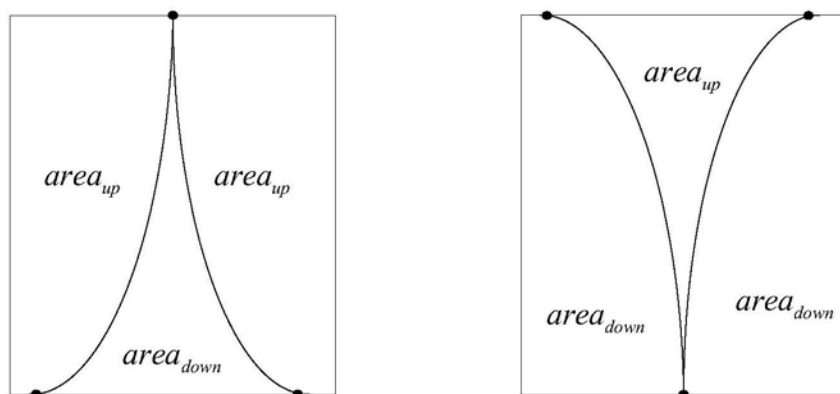


图4

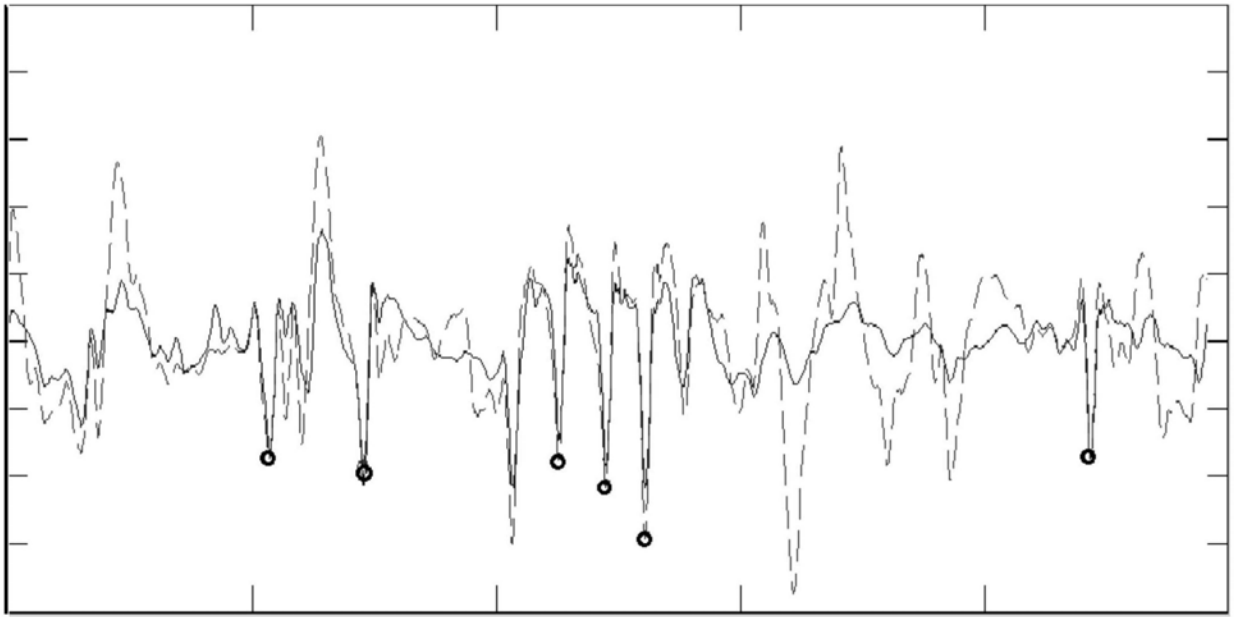


图5

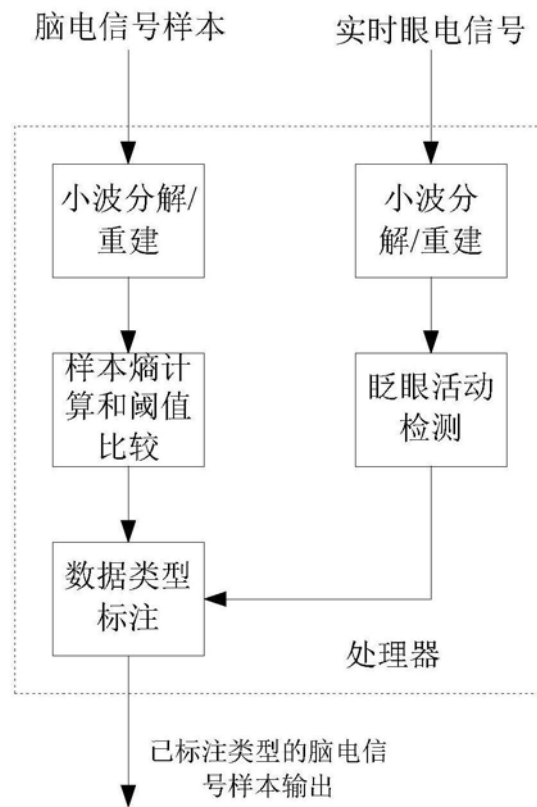


图6

专利名称(译)	清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置		
公开(公告)号	CN106333676B	公开(公告)日	2019-07-09
申请号	CN201610840432.2	申请日	2016-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技有限公司		
[标]发明人	赵巍 胡静 韩志		
发明人	赵巍 胡静 韩志		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0496 A61B5/11 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/0496 A61B5/1103 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/72 A61B5/7225 A61B5/725 A61B5/7267		
代理人(译)	潘桂生		
审查员(译)	张玲玲		
其他公开文献	CN106333676A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种清醒状态下的脑电信号数据类型的标注装置，包括：脑电电极、参考电极及其分别连接的模数转换器，以及依次通过模数转换器和滤波电路连接的处理器；脑电电极用于检测用户在睡眠中的脑电信号；模数转换器进行模数转换，滤波电路对脑电信号进行低频滤波；处理器提取用户的脑电信号样本，对脑电信号样本进行小波分解，并根据设定低频段的小波系数进行信号重建得到脑电信号；计算脑电信号的样本熵，将该样本熵与样本熵阈值进行比较；在样本熵大于样本熵阈值时，将所述脑电信号样本的信号类型标注为清醒状态。本发明可以准确地检测脑电信号的清醒状态，并进行有效的数据类型标注，使得利用该标注的脑电信号样本训练个人分类器更加准确。

