



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106166068 B

(45)授权公告日 2019.08.13

(21)申请号 201610843518.0

审查员 胡叔芳

(22)申请日 2016.09.21

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106166068 A

(43)申请公布日 2016.11.30

(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

(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 5/00(2006.01)

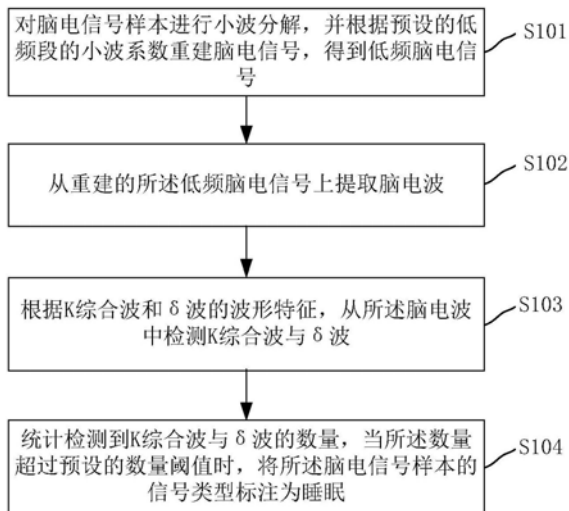
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法和系统

(57)摘要

本发明涉及一种睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法和系统,其中所述方法包括:对脑电信号样本进行小波分解,并根据预设的低频段的小波系数重建脑电信号,得到低频脑电信号;从重建的所述低频脑电信号上提取脑电波;根据K综合波和δ波的波形特征,从所述脑电波中检测K综合波与δ波;统计检测到K综合波与δ波的数量,当所述数量超过预设的数量阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为睡眠。通过本发明的技术方案来标注脑电波信号样本的类型,可以消除脑电信号样本中混入的干扰成分,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。



1. 一种睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法,其特征在于,包括:

对脑电信号样本进行小波分解,并根据预设的低频段的小波系数重建脑电信号,得到低频脑电信号;

从重建的所述低频脑电信号上提取脑电波;

根据K综合波和 δ 波的波形特征,从所述脑电波中检测K综合波与 δ 波;

统计检测到K综合波与 δ 波的数量,当所述数量超过预设的数量阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为睡眠;

所述从重建的所述低频脑电信号上提取脑电波的步骤包括,从低频脑电信号的波形上找出局部极小值点,并将其标记为波谷;将相邻两个波谷之间最大的局部极大值点标记为波峰;根据波形上每个左波谷-波峰-右波谷对的高度判断出脑电波;

所述根据波形上每个左波谷-波峰-右波谷对的高度判断出脑电波的步骤包括,计算每个左波谷-波峰-右波谷对的高度;若左右两个波谷的高度差小于预设的差值阈值,则将该波形判为一个脑电波;若左右两个波谷的高度差大于差值阈值,且左波谷-上升支波峰的高度小于波峰-下降支右波谷的一半,则将该波形判为一个脑电波;若左右两个波谷的高度差大于差值阈值,且上升支的高度大于下降支的一半,则抛弃右波谷并在波形上寻找接下来的第二个波谷,重新进行判断。

2. 根据权利要求1所述的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法,其特征在于,所述从所述脑电波中检测K综合波与 δ 波的步骤包括如下公式:

$$w_k = true, \quad \text{if} \left\{ \begin{array}{l} height_{EOG}^{trough_left:trough_right} < height_thre_{EOG} \\ 1 < (p_{trough_right} - p_{trough_left}) / fs < 2 \\ amp_{EEG}^{trough} < trough_thre_{EEG} \\ amp_{EEG}^{peak} > peak_thre_{EEG} \end{array} \right.$$

$$w_\delta = true, \quad \text{if} \left\{ \begin{array}{l} height_{EOG}^{trough_left:trough_right} < height_thre_{EOG} \\ 0.5 < (p_{trough_right} - p_{trough_left}) / fs < 2 \\ height_{EEG}^{trough_left:trough_right} > height_thre_{EEG} \end{array} \right.$$

式中, p_{trough_right} 与 p_{trough_left} 分别表示左右波谷数据点的坐标, fs 为脑电波的采样率, $height_{EOG}^{trough_left:trough_right}$ 与 $height_{EEG}^{trough_left:trough_right}$ 分别表示脑电信号与眼电信号在区间 $[p_{trough_right}, p_{trough_left}]$ 上的最大值减最小值的取值, amp_{EEG}^{peak} 与 amp_{EEG}^{trough} 分别表示脑电波的波峰值与波谷值, $peak_thre_{EEG}$ 与 $trough_thre_{EEG}$ 分别表示K综合波的波峰阈值与波谷阈值, $height_thre_{EEG}$ 表示 δ 波的幅度阈值, $height_thre_{EOG}$ 所表示的是预设幅度阈值; w_k 表示K综合波, w_δ 表示 δ 波,true表示判断结果为真,if表示满足的条件。

3. 根据权利要求1至2任一项所述的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法,其特征在于,在统计检测到K综合波与 δ 波的数量步骤前,还包括:

在检测到K综合波与 δ 波的时间窗口内,对眼电信号的幅度进行检测,当眼电信号的幅度超过预设幅度阈值,则判定检测到的K综合波与 δ 波属于伪阳性结果。

4. 根据权利要求3所述的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法,其特征在于,所述预设幅度阈值为75微伏。

5. 根据权利要求1所述的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法,其特征在于,所述差值阈值为10微伏。

6. 根据权利要求2所述的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法,其特征在于,所述K综合波的波峰阈值与波谷阈值分别为+100微伏与-100微伏, δ 波的幅度阈值为75-150微伏。

7. 根据权利要求1所述的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法,其特征在于,所述当所述数量超过预设的数量阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为睡眠的步骤包括:当K综合波的数量大于等于1个,或者 δ 波数量大于等于5个时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为睡眠。

8. 一种睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注系统,其特征在于,包括:

低频脑电信号获取模块,用于对脑电信号样本进行小波分解,并根据预设的低频段的小波系数重建脑电信号,得到低频脑电信号;

脑电波提取模块,用于从重建的所述低频脑电信号上提取脑电波;

K综合波与 δ 波检测模块,用于根据K综合波和 δ 波的波形特征,从所述脑电波中检测K综合波与 δ 波;

样本检测和标注模块,用于统计检测到K综合波与 δ 波的数量,当所述数量超过预设的数量阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为睡眠;

所述脑电波提取模块还用于,从低频脑电信号的波形上找出局部极小值点,并将其标记为波谷;将相邻两个波谷之间最大的局部极大值点标记为波峰;根据波形上每个左波谷-波峰-右波谷对的高度判断出脑电波;

所述脑电波提取模块还用于,计算每个左波谷-波峰-右波谷对的高度;若左右两个波谷的高度差小于预设的差值阈值,则将该波形判为一个脑电波;若左右两个波谷的高度差大于差值阈值,且左波谷-上升支波峰的高度小于波峰-下降支右波谷的一半,则将该波形判为一个脑电波;若左右两个波谷的高度差大于差值阈值,且上升支的高度大于下降支的一半,则抛弃右波谷并在波形上寻找接下来的第二个波谷,重新进行判断。

睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及辅助睡眠技术领域,特别是涉及一种睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法和系统。

背景技术

[0002] 目前市面上已经有一些设备来帮助人们入睡,提高睡眠质量。睡眠状态分析是了解用户睡眠质量的重要手段,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。由于脑电信号的强度很弱(脑电信号为微伏级别,心电信号为毫伏级别),在信号采集和检测时极易被外界信号所干扰。

[0003] 目前,一般检测睡眠状态的脑电信号数据是通过训练识别模型来对脑电信号进行识别的,也就是利用其他人采集的脑电信号预先训练分类器(也称通用分类器),在此过程中,当需要训练个人的分类器时,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,而采用通用分类器来对数据进行标注时,如前面所述,由于脑电信号的强度很弱,采用这种手段来标注脑电波信号的类型,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

[0004] 基于此,有必要针对上述问题,提供一种睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法和系统,有效地提高睡眠状态识别的准确率,提高对脑电信号数据类型标注的准确性。

[0005] 一种睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法,包括:

[0006] 对脑电信号样本进行小波分解,并根据预设的低频段的小波系数重建脑电信号,得到低频脑电信号;

[0007] 从重建的所述低频脑电信号上提取脑电波;

[0008] 根据K综合波和 δ 波的波形特征,从所述脑电波中检测K综合波与 δ 波;

[0009] 统计检测到K综合波与 δ 波的数量,当所述数量超过预设的数量阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为睡眠。

[0010] 一种睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注系统,包括:

[0011] 低频脑电信号获取模块,用于对脑电信号样本进行小波分解,并根据预设的低频段的小波系数重建脑电信号,得到低频脑电信号;

[0012] 脑电波提取模块,用于从重建的所述低频脑电信号上提取脑电波;

[0013] K综合波与 δ 波检测模块,用于根据K综合波和 δ 波的波形特征,从所述脑电波中检测K综合波与 δ 波;

[0014] 样本检测和标注模块,用于统计检测到K综合波与 δ 波的数量,当所述数量超过预

设的数量阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为睡眠。

[0015] 上述睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法和系统,对脑电信号样本进行小波分解,并根据低频段的小波系数重建脑电信号,在低频部分上根据K综合波与 δ 波的波形特征,检测K综合波与 δ 波的数量,并通过该数量与设定阈值的比较来确定数据类型,对脑电信号样本进行类型标注。通过该方案来标注脑电波信号样本的类型,可以消除脑电信号样本中混入的干扰成分,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

- [0016] 图1为一个实施例的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法的流程图;
- [0017] 图2是K综合波的波形示意图;
- [0018] 图3是 δ 波的波形示意图;
- [0019] 图4为判断为脑电波的波形示意图;
- [0020] 图5是非眼快动睡眠S2期的脑电信号上K综合波的检测结果示意图;
- [0021] 图6是非眼快动睡眠S3期的脑电信号上 δ 波的检测结果示意图;
- [0022] 图7为睡眠状态下脑电信号样本的类型标注流程图;
- [0023] 图8为一个实施例的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注系统结构示意图。

具体实施方式

[0024] 下面结合附图阐述本发明的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法和系统的实施例。

[0025] 参考图1所示,图1为一个实施例的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法的流程图,包括:

[0026] S101,对脑电信号样本进行小波分解,并根据预设的低频段的小波系数重建脑电信号,得到低频脑电信号;

[0027] 上述步骤中,首先读取脑电信号样本,该样本可以通过用户佩戴相关传感设备,采集个人用户在睡眠过程中产生的脑电信号;在采集脑电信号时,可以以30s为一帧进行采集,每帧脑电信号作为一个样本。

[0028] 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,在此,首先对脑电信号进行小波分解,并根据低频段的小波系数重建脑电信号,然后在重建的低频脑电信号上提取脑电波;上述预设的低频段,可以选取0~4Hz,如果单一针对于K综合波处理时,可以取0~2Hz频段,或者先识别出K综合波,然后设置0~4Hz频段,识别出 δ 波,再将两种波的检测结果结合起来。

[0029] S102,从重建的所述低频脑电信号上提取脑电波;

[0030] 此步骤中,是根据波形特征,从重建的低频脑电信号上提取脑电波。参考图2和图3所示,图2是K综合波的波形示意图,图3是 δ 波的波形示意图;可见K综合波是一种具有高波幅的复合双相或者多相的慢波,持续时间约为1~2s,波幅约为200~300微伏(μ V); δ 波活动的频率为1~3Hz,波幅约为20~200微伏。在此,通过小波分解与低频重构后,需要从低频脑

电信号中提取出脑电波。

[0031] 作为一个实施例,结合K综合波的在波形上具有复合双相或者多相且波幅较高的特点,在此将其简化成具有高波峰、深波谷、持续时间为1~2s左右的脑电波。 δ 波具有波幅较高、频率较低的特点,将其简化成具有高振幅、持续时间为0.5s~2s左右的脑电波。

[0032] 在一个实施例中,从低频脑电信号上提取脑电波的过程,可以包括如下步骤:

[0033] 从低频脑电信号的波形上找出局部极小值点,并将其标记为波谷;将相邻两个波谷之间最大的局部极大值点标记为波峰;根据波形上每个左波谷-波峰-右波谷对的高度判断出脑电波;

[0034] 参考图4所示,图4为判断为脑电波的波形示意图,在判断过程中,首先计算每个左波谷-波峰-右波谷对的高度,然后分为以下三种方式:

[0035] (1) 若左右两个波谷的高度差小于预设的差值阈值,则将该波形判为一个脑电波;具体的,如图4(a)所示,如果两个波谷的高度差小于阈值时(如10微伏),判为一个脑电波。

[0036] (2) 若左右两个波谷的高度差大于差值阈值,且左波谷-上升支波峰的高度小于波峰-下降支右波谷的一半,则将该波形判为一个脑电波;具体的,如图4(b)所示,如果两个波谷的高度差大于阈值,且左波谷-波峰(上升支)的高度小于波峰-右波谷(下降支)的一半,则将其判为一个脑电波。

[0037] (3) 若左右两个波谷的高度差大于差值阈值,且上升支的高度大于下降支的一半,则抛弃右波谷并在波形上寻找接下来的第二个波谷,重新进行判断;具体的,如图4(c)所示,如果两个波谷的高度差大于阈值,且上升支的高度大于下降支的一半,则抛弃右波谷并寻找接下来的第二个波谷,重新进行计算和判断。

[0038] S103,根据K综合波和 δ 波的波形特征,从所述脑电波中检测K综合波与 δ 波;

[0039] 如上所述,K综合波是一种具有高波幅的复合双相或者多相的慢波,持续时间约为1~2s,波幅约为200~300微伏。在低频段的脑电信号上提取出脑电波后,根据K综合波与 δ 波的波形特点来检测K综合波与 δ 波。

[0040] 在此步骤中,可以根据K综合波和 δ 波脑电波的波形特征,先设定K综合波和 δ 波的幅度阈值,结合提取的脑电波的采样率,从脑电波中检测K综合波与 δ 波。

[0041] 在一个实施例中,从所述脑电波中检测K综合波与 δ 波的步骤,可以包括如下公式:

[0042]

$$w_k = true, \text{ if } \begin{cases} height_{EOG}^{trough_lef:trough_right} < height_thre_{EOG} \\ 1 < (p_{trough_right} - p_{trough_left}) / fs < 2 \\ amp_{EEG}^{trough} < trough_thre_{EEG} \\ amp_{EEG}^{peak} > peak_thre_{EEG} \end{cases} \quad (1)$$

[0043]

$$w_\delta = true, \text{ if } \begin{cases} height_{EOG}^{trough_lef:trough_right} < height_thre_{EOG} \\ 0.5 < (p_{trough_right} - p_{trough_left}) / fs < 2 \\ height_{EEG}^{trough_lef:trough_right} > height_thre_{EEG} \end{cases} \quad (2)$$

[0044] 式中, $p_{\text{trough_right}}$ 与 $p_{\text{trough_left}}$ 分别表示左右波谷数据点的坐标, f_s 为脑电波的采样率, $height_{\text{EEG}}^{\text{trough_left:trough_right}}$ 与 $height_{\text{EOG}}^{\text{trough_left:trough_right}}$ 分别表示脑电信号与眼电信号在区间 $[p_{\text{trough_right}}, p_{\text{trough_left}}]$ 上的最大值减最小值的取值, $peak_thre_{\text{EEG}}$ 与 $trough_thre_{\text{EEG}}$ 分别表示K综合波的波峰阈值与波谷阈值, $height_thre_{\text{EEG}}$ 表示 δ 波的幅度阈值; w_k 表示K综合波, w_δ 表示 δ 波, $true$ 表示判断结果为真, if 表示满足的条件。

[0045] 另外, K综合波的波峰阈值与波谷阈值可以分别取+100微伏与-100微伏, δ 波的幅度阈值可以取75-150微伏。

[0046] 由于是在小波分解后的脑电信号上而非原始脑电信号上进行检波, 因此K综合波与 δ 波的幅度阈值可较临床标准适当降低。例如K综合波的波峰的阈值 $peak_thre_{\text{EEG}}$ 与波谷的阈值 $trough_thre_{\text{EEG}}$ 可以分别设为正负100微伏, δ 波的幅度阈值 $height_thre_{\text{EEG}}$ 为75至150微伏; 上述阈值设置经过验证, 能够得到较好的检测效果。

[0047] 作为一个实施例, 对于上述检测到的K综合波与 δ 波, 为了避免眼电信号造成的干扰, 在检测到K综合波与 δ 波的时间窗口内, 对眼电信号的幅度进行检测, 当眼电信号的幅值超过预设幅度阈值 (例如75微伏), 则判定检测到的K综合波与 δ 波属于伪阳性 (false positive) 结果, 并不是真正的K综合波与 δ 波, 丢弃该检测结果, 排除眼电伪迹的干扰, 后续不做统计。

[0048] 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)。

[0049] 参考图5所示, 图5是非眼快动睡眠S2期的脑电信号上K综合波的检测结果示意图; 图5 (a) 中波动较大的波形为原始脑电信号, 波动较小的波形为低频段重建的脑电信号; 图5 (b) 中波形部分是低频段重建的脑电信号, 圆圈部分为检出的K综合波。

[0050] 参考图6所示, 图6是非眼快动睡眠S3期的脑电信号上 δ 波的检测结果示意图; 图6 (a) 中波动较大的波形为原始脑电信号, 波动较小的波形为低频段重建的脑电信号; 图6 (b) 中波形部分是低频段重建的脑电信号, 圆圈部分为检出的 δ 波。

[0051] S104, 统计检测到K综合波与 δ 波的数量, 当所述数量超过预设的数量阈值时, 将所述脑电信号样本的信号类型标注为睡眠;

[0052] 此步骤中, 根据检测到K综合波与 δ 波的数量, 判断用户当前是否处于睡眠状态; 可以通过预设一个数量阈值进行比较, 其中, 如果K综合波的数量大于等于1个, 或者 δ 波大于等于5个, 将脑电信号样本的信号类型标注为睡眠, 然后输出给分类器进行训练。

[0053] δ 波的阈值与 δ 波的长度和被分析的脑电信号长度有关。 δ 波的持续时间一般为0.5~2秒, 多在1.5s左右, 因此可以取值为1.5秒。脑电信号检测的时间窗口长度一般为30秒, 即以30秒为一帧进行分析。S3期时, δ 波的时间应当大于20%, 即大于6秒, 由此可以算出 δ 波的数量应该大于4个。所以当 δ 波的数量超过5个时, 可以认为用户处于睡眠状态。

[0054] 例如, 可以采用RBF核的SVM训练个人睡眠状态分类器, 将已标注数据类型的脑电信号, 提取的特征数据, 从特征数据中随机抽取相同数量的样本作为训练数据, 其余作为测试数据; 输入支持向量机进行训练, 训练过程中采用网格测试方法选择最优的惩罚因子C和RBF核的参数 σ ; 调节所述惩罚因子C和参数 σ , 将识别率最高时对应的参数设为最优参数; 利

用所述最优参数训练个人睡眠状态分类器,利用测试数据进行测试,获取识别率最高的个人睡眠状态分类器。

[0055] 本发明实施例的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法,具有较高的准确性。实验证明,基于该方法形成的睡眠状态检测器,检测的准确率达到95%以上。

[0056] 参考图7所示,图7为睡眠状态下脑电信号样本的类型标注流程图,包括如下步骤:

[0057] s1:获取脑电信号样本(含眼电信号);

[0058] s2:脑电信号样本小波分解;

[0059] s3:重建低频段信号(0-4Hz);

[0060] s4:从低频段信号中检测脑电波;

[0061] s5:脑电波中检测K综合波与 δ 波;

[0062] s6:去除眼电干扰,统计K综合波与 δ 波的数量;

[0063] s7:判断K综合波与 δ 波的数量是否超阈值,若是,执行s8,若否,执行s9;

[0064] s8:标注脑电信号样本的信号类型;

[0065] s9:丢弃该脑电信号样本,不作标注。

[0066] 本发明的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方案,只针对睡眠状态进行判断。如果输出结果为“是”,即当前脑电信号样本为睡眠状态的脑电数据。如果输出结果为否,则当前脑电信号样本为非确定的状态(既不是睡眠状态的脑电信号,但也不能认为是清醒状态脑电信号),通过调整参数,本发明的方案就能得到一个很高的准确率的检测器。相对于传统的分类器而言,本发明的方案实现的检测器,对脑电数据标注的准确性更高。而且对于部分干扰较严重的信号,本方案的检出率尽管可能较低,但是也不会影响到准确率。

[0067] 参考图8所示,图8为一个实施例的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注系统结构示意图,包括:

[0068] 低频脑电信号获取模块101,用于对脑电信号样本进行小波分解,并根据预设的低频段的小波系数重建脑电信号,得到低频脑电信号;

[0069] 脑电波提取模块102,用于从重建的所述低频脑电信号上提取脑电波;

[0070] K综合波与 δ 波检测模块103,用于根据K综合波和 δ 波的波形特征,从所述脑电波中检测K综合波与 δ 波;

[0071] 样本检测和标注模块104,用于统计检测到K综合波与 δ 波的数量,当所述数量超过预设的数量阈值时,将所述脑电信号样本的信号类型标注为睡眠。

[0072] 本发明的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注系统与本发明的睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法一一对应,在上述睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法的实施例阐述的技术特征及其有益效果均适用于睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注系统的实施例中,特此声明。

[0073] 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。

[0074] 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,本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

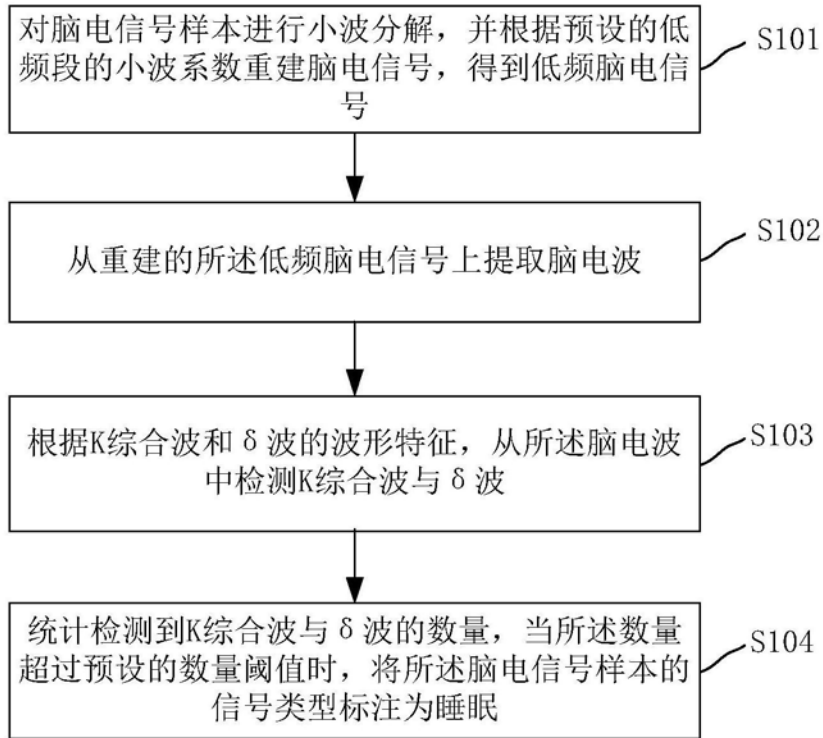


图1

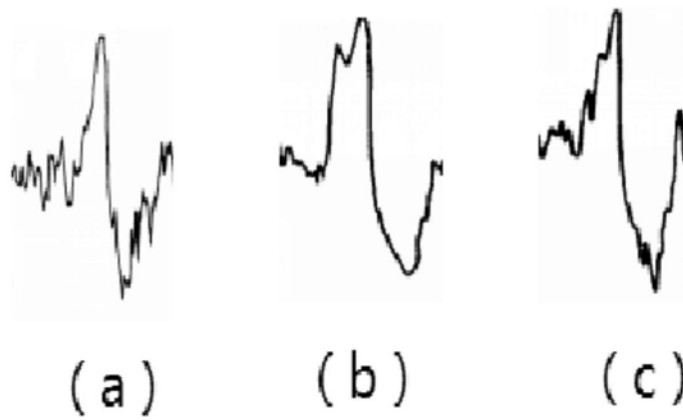


图2

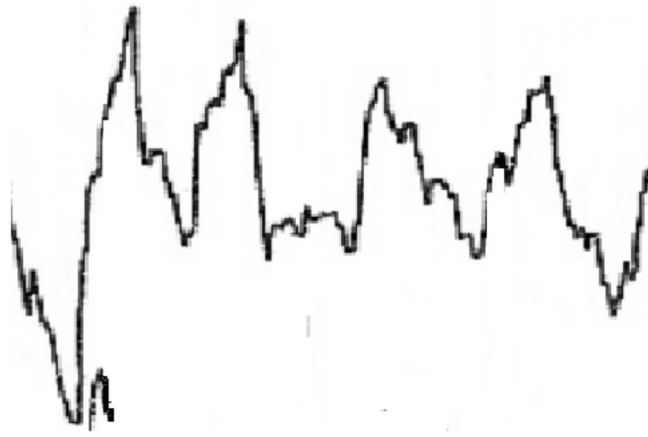


图3

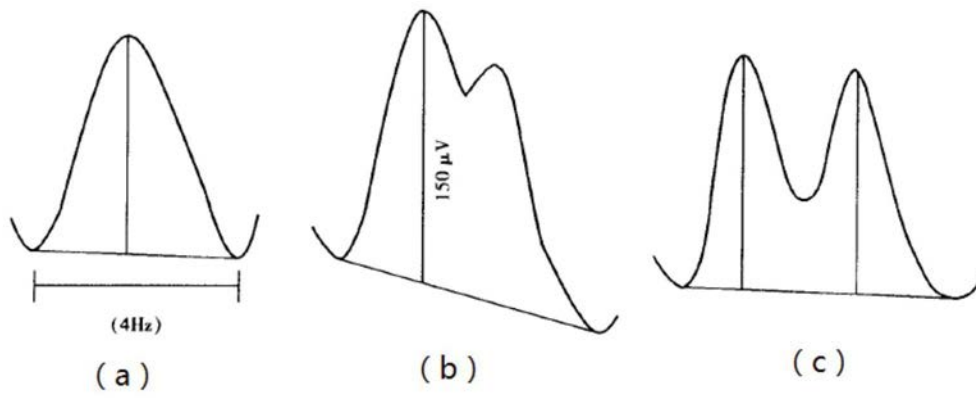
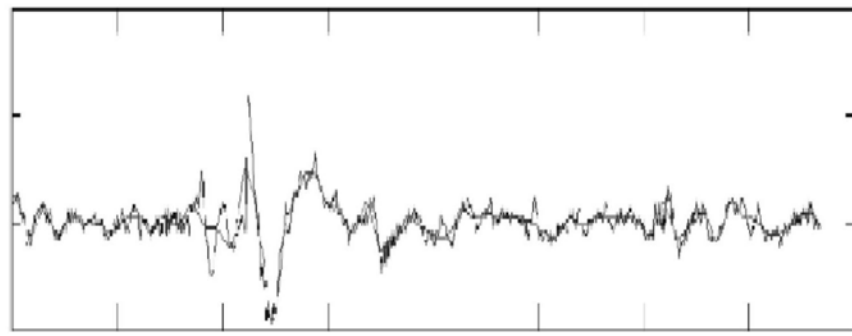
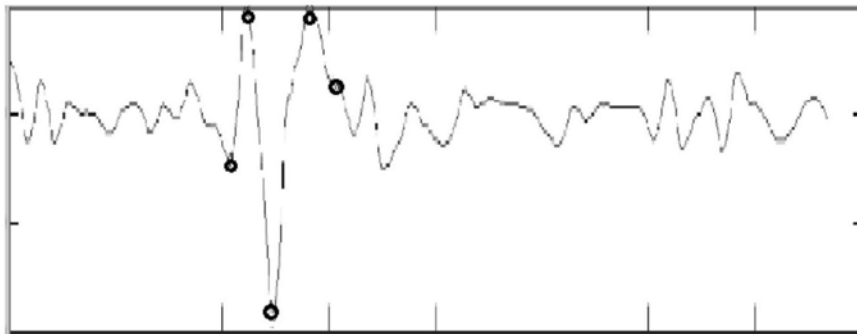


图4

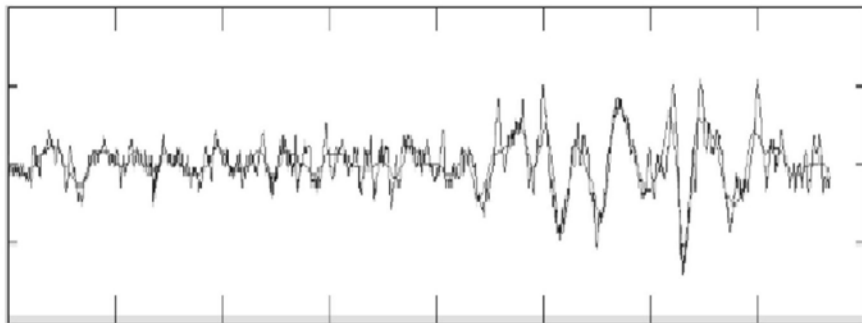


(a)

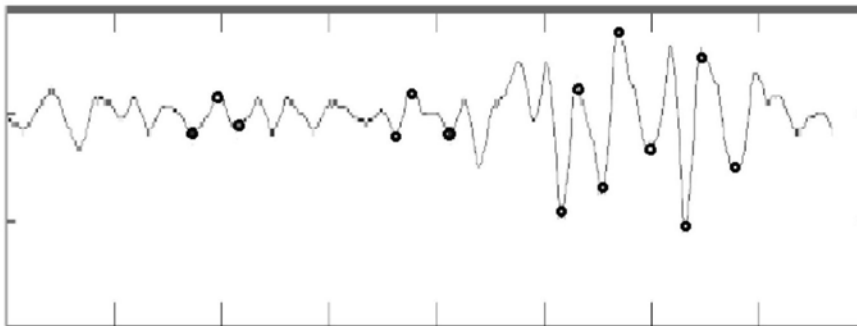


(b)

图5



(a)



(b)

图6

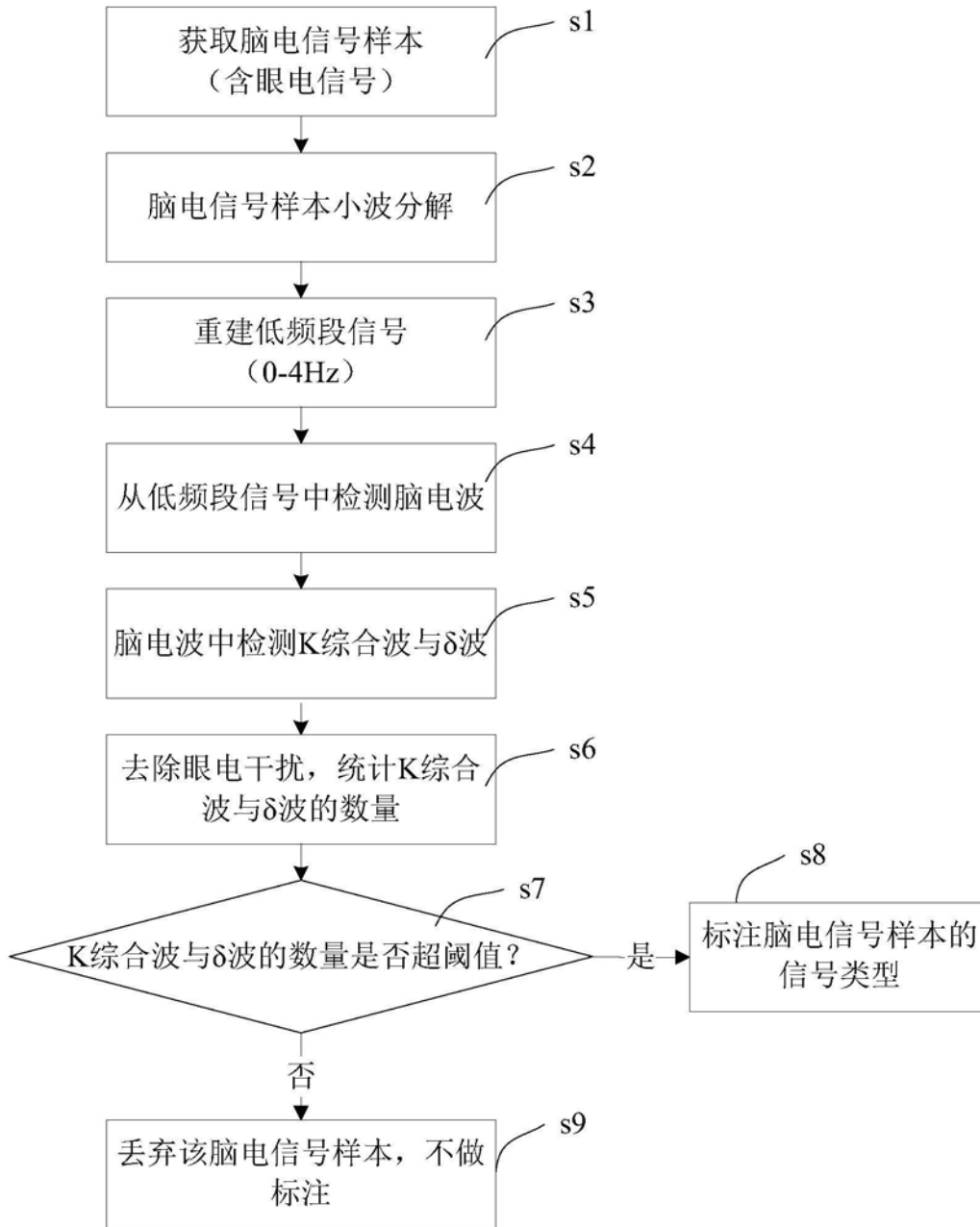


图7

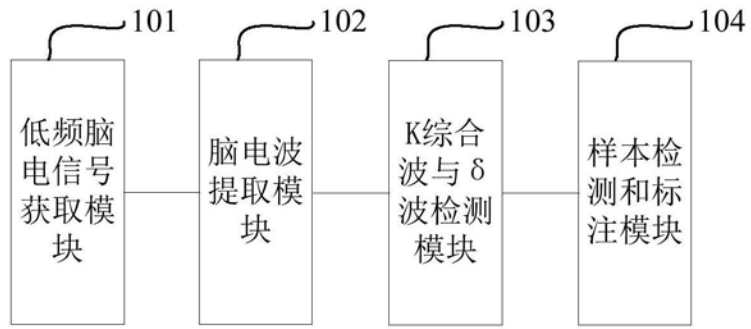


图8

专利名称(译)	睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法和系统		
公开(公告)号	CN106166068B	公开(公告)日	2019-08-13
申请号	CN201610843518.0	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 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/4806 A61B5/7253 A61B5/7264		
代理人(译)	潘桂生		
其他公开文献	CN106166068A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种睡眠状态下的脑电信号数据类型的标注方法和系统，其中所述方法包括：对脑电信号样本进行小波分解，并根据预设的低频段的小波系数重建脑电信号，得到低频脑电信号；从重建的所述低频脑电信号上提取脑电波；根据K综合波和 δ 波的波形特征，从所述脑电波中检测K综合波与 δ 波；统计检测到K综合波与 δ 波的数量，当所述数量超过预设的数量阈值时，将所述脑电信号样本的信号类型标注为睡眠。通过本发明的技术方案来标注脑电波信号样本的类型，可以消除脑电信号样本中混入的干扰成分，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。

