



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106175698 A

(43)申请公布日 2016.12.07

(21)申请号 201610839447.7

(22)申请日 2016.09.21

(71)申请人 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 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

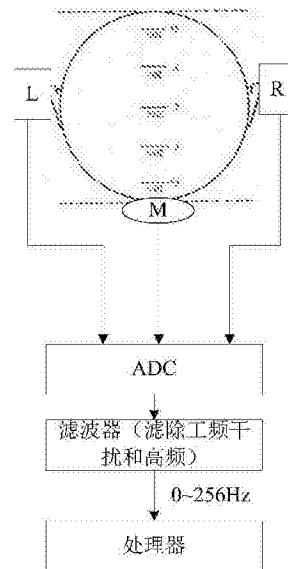
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

睡眠状态分析中睡眠周期检测装置

(57)摘要

本发明涉及一种睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,包括:脑电电极、参考电极及其分别连接模数转换器,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;模数转换器将脑电信号转换为数字信号,滤波电路对脑电信号进行低频滤波后输入至处理器;处理器,用于对脑电信号进行小波分解和重建出低频脑电信号,对低频脑电信号上检测K综合波和δ波;当检测到K综合波时,判断用户当前处于非眼快动睡眠的S2周期;并根据检测到δ波的数量确定用户的非眼快动睡眠的S3和S4周期。本发明的技术可以避免脑电信号受到干扰影响,准确地检测用户当前处于非眼快动睡眠S2-S4的哪个时期。



1. 一种睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,其特征在於,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,用于对脑电信号进行小波分解和重建出低频脑电信号,对所述低频脑电信号上检测K综合波和 δ 波;当检测到K综合波时,判断用户当前处于非眼快动睡眠的S2周期;并根据检测到 δ 波的数量确定用户的非眼快动睡眠的S3和S4周期。

2. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,其特征在於,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;所述滤波电路输出0-256Hz频段的信号。

3. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,其特征在於,所述处理器,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。

4. 根据权利要求3所述的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,其特征在於,所述处理器,进一步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。

5. 根据权利要求3所述的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,其特征在於,所述处理器采样如下公式从脑电波中检测K综合波与 δ 波:

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

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, $height_{EEG}^{trough_lef_trough_right}$ 与 $height_{EOG}^{trough_lef_trough_right}$ 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, $peak_thre_{EEG}$ 与 $trough_thre_{EEG}$ 分别表示K综合波的波峰阈值与波谷阈值, w_k 表示K综合波, $true$ 表示判断结果为真, if 表示满足的条件。

6. 根据权利要求3所述的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,其特征在於,所述所述处理器采用如下公式检测 δ 波:

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

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, $height_{EOG}^{trough_lef:trough_right}$ 与 $height_{EEG}^{trough_lef:trough_right}$ 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, $height_thre_{EEG}$ 表示 δ 波的幅度阈值; w_{δ} 表示 δ 波, $true$ 表示判断结果为真, if 表示满足的条件。

7. 根据权利要求1至6任一项所述的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置, 其特征在于, 当检测到K综合波时, 所述处理器还用于在检测到K综合波与 δ 波的时间窗口内, 对信号的幅度进行检测, 当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。

8. 根据权利要求1至6任一项所述的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置, 其特征在于, 在统计检测到 δ 波的数量前, 所述处理器还用于在检测到 δ 波的时间窗口内, 对信号的幅度进行检测, 当信号的幅度超过预设幅度阈值, 则判定检测到 δ 波属于伪阳性结果。

9. 根据权利要求7所述的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置, 其特征在于, 所述预设的幅度阈值为75微伏, 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, 或所述 δ 波的幅度阈值为75-150微伏。

10. 根据权利要求1所述的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置, 其特征在于, 所述处理器判断S3和S4周期方式包括:

当 δ 波数量属于 $[f_L(m), f_H(m)]$ 时, 判定用户当前处于非眼快动睡眠的S3周期;

当 δ 波数量大于等于 $f_0(m)$ 时, 判定用户当前处于非眼快动睡眠的处于S4周期;

$$f_L(m) = m/t \times p_L;$$

$$f_H(m) = m/t \times p_H;$$

$$f_0(m) = f_H(m) + 1;$$

其中, 检测脑电波的时间窗口的长度为 m , t 为 δ 波持续时间的均值, (p_L, p_H) 为 δ 波占脑电信号的时间范围。

睡眠状态分析中睡眠周期检测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及辅助睡眠技术领域,特别是涉及一种睡眠状态分析中睡眠周期检测装置。

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,而在此过程中,需要对用户睡眠状态进行检测,以准确知道用户是否睡着。

[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] 传统的检测睡眠状态是通过训练识别模型来对脑电信号进行识别,例如对于非眼快动睡眠的4个时期时,通过对脑电信号进行小波分解与重构,到脑电信号的四种频段(δ 波频段、 θ 波频段、 α 波频段和 β 波频段)的信号,通过将这几种脑电波信号特征输入识别模型进行识别。

[0005] 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。因此,利用计算机对脑电信号进行睡眠分析研究时,传统的方法容易受到干扰影响,难以准确地检测用户当前处于非眼快动睡眠S2-S4的哪个时期,准确率较低。

发明内容

[0006] 基于此,有必要针对上述问题,提供一种睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,有效地提高睡眠状态识别的准确率。

[0007] 一种睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,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;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;

[0010] 所述处理器,用于对脑电信号进行小波分解和重建出低频脑电信号,对所述低频脑电信号上检测K综合波和 δ 波;当检测到K综合波时,判断用户当前处于非眼快动睡眠的S2周期;并根据检测到 δ 波的数量确定用户的非眼快动睡眠的S3和S4周期。

[0011] 上述睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,通过脑电电极采集脑电信号,通过模数转换和滤波电路处理后,由处理器对脑电信号进行小波分解和重建低频脑电信号,通过在低频部分上检测K综合波来确定非眼快动睡眠的S2周期,然后再在低频部分上检测 δ 波并统计数量,并通过该数量确定用户非眼快动睡眠的S3和S4周期。该装置可以避免脑电信号受到干扰影响,可以准确地检测用户当前处于非眼快动睡眠S2-S4的哪个时期,具有更高的准确率。

附图说明

[0012] 图1为一个实施例的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置的结构示意图;

[0013] 图2是K综合波的波形示意图;

[0014] 图3是 δ 波的波形示意图;

[0015] 图4为处理器判断脑电波的波形示意图;

[0016] 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;

[0017] 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;

[0018] 图7为处理器检测非眼快动睡眠的S2-S4周期的流程图。

具体实施方式

[0019] 下面结合附图阐述本发明的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置的实施例。

[0020] 参考图1所示,图1为一个实施例的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置的结构示意图,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;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;

[0023] 所述处理器,用于对脑电信号进行小波分解和重建出低频脑电信号,对所述低频脑电信号上检测K综合波和 δ 波;当检测到K综合波时,判断用户当前处于非眼快动睡眠的S2周期;并根据检测到 δ 波的数量确定用户的非眼快动睡眠的S3和S4周期。

[0024] 上述实施例的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置,通过脑电电极采集脑电信号,通过模数转换和滤波电路处理后,由处理器对脑电信号进行小波分解和重建低频脑电信号,通过在低频部分上检测K综合波来确定非眼快动睡眠的S2周期,然后再在低频部分上检测 δ 波并统计数量,并通过该数量确定用户非眼快动睡眠的S3和S4周期。该装置可以避免脑电信号受到干扰影响,可以准确地检测用户当前处于非眼快动睡眠S2-S4的哪个时期,具有更高的准确率。

[0025] 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。

[0026] 对于睡眠周期检测功能,主要通过处理器来进行,基于处理器实现的功能,可以在处理器中配置相应的算法模块。

[0027] 处理器检测睡眠周期的算法流程包括(1)~(4),具体如下:

[0028] (1)对脑电信号进行小波分解,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;

[0029] 在对用户进行辅助睡眠等睡眠状态分析中,处理器通过控制用户佩戴的脑电电极,采集用户在睡眠过程中产生的脑电信号;在采集脑电信号时,处理器可以控制以30s为一帧进行采集,对每帧脑电信号进行后续处理。

[0030] 在临床上,K综合波的出现是进入睡眠状态的典型标志,K综合波的频率较低。因此可以在低频部分上对脑电信号进行分析,以排除高频干扰,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,至少选取0~2Hz频段的范围,在该频段内检测出K综合波。另外,如果考虑到后续也需要对 δ 波进行处理,可以固定选取0~4Hz频段。

[0031] (2)从重建的所述低频脑电信号上提取脑电波;

[0032] 在此,处理器可以根据波形特征,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(uV); 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。

[0033] 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。

[0034] 在一个实施例中,处理器从低频脑电信号上提取脑电波的算法过程,可以如下:

[0035] 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;

[0036] 参考图4所示,图4为处理器判断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:

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 上述实施例的方案中,在检测K综合波阶段,可以将预设的低频段选取0~2Hz频段的范围,在该频段内检测出K综合波。可以将预设的低频段选取0~4Hz频段的范围,在该频段内检测出 δ 波。

[0041] (3)根据K综合波的波形特征从所述脑电波中检测K综合波,当检测到K综合波时,判断用户当前处于非眼快动睡眠的S2周期;

[0042] 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综合波的波形特点来检测K综合波。

[0043] 处理器可以根据K综合波的波形特征,先设定K综合波的幅度阈值,结合提取的脑电波的采样率,从脑电波中检测K综合波。

[0044] 在一个实施例中,处理器可以利用如下公式从所述脑电波中检测K综合波:

[0045]

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

[0046] 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, $height_{EOG}^{trough_lef:trough_right}$ 与 $height_{EOG}^{trough_lef:trough_right}$ 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,一般情况下,眼电信号的上述取值,可以根据测试得到, $peak_thre_{EEG}$ 与 $trough_thre_{EEG}$ 分别表示K综合波的波峰阈值与波谷阈值, w_k 表示K综合波, $true$ 表示判断结果为真, if 表示满足的条件。

[0047] 上述实施例中,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。

[0048] 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综合波的幅度阈值可较临床标准适当降低。K综合波的波峰的阈值 $peak_thre_{EEG}$ 与波谷的阈值 $trough_thre_{EEG}$ 可以分别设为正负100微伏;上述阈值设置经过验证,能够得到较好的检测效果。

[0049] 作为一个实施例,对于上述检测到的K综合波,为了避免眼电信号造成的干扰,在检测到K综合波的时间窗口内,对信号的幅度进行检测,当信号的幅度超过预设幅度阈值(例如75微伏),则判定检测到的K综合波属于伪阳性(false positive)结果,并不是真正的K综合波,丢弃该检测结果,排除眼电伪迹的干扰。

[0050] 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。

[0051] (4)根据 δ 波波形特征从所述脑电波中检测 δ 波,统计检测到 δ 波的数量;并根据 δ 波的数量确定用户的非眼快动睡眠的S3和S4周期。

[0052] 处理器在检测到K综合波后,表明用户已经进入了睡眠状态,此时就可以检测 δ 波,根据 δ 波的数量判断用户的非眼快动睡眠的S3和S4周期。

[0053] 如上所述, δ 波是一种具有波幅较高,频率较低的特点,持续时间为0.5s~2s左右的脑电波,在低频段的脑电信号上提取出脑电波后,根据 δ 波的波形特点来检测 δ 波。

[0054] 在一个实施例中,从所述脑电波中检测 δ 波的步骤,可以包括如下公式:

[0055]

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

[0056] 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, $height_{EOG}^{trough_lef:trough_right}$ 与 $height_{EEG}^{trough_lef:trough_right}$ 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, $height_thre_{EEG}$ 表示 δ 波的幅度阈值; w_{δ} 表示 δ 波, $true$ 表示判断结果为真, if 表示满足的条件。

[0057] 上述实施例中, δ 波的幅度阈值可以取75-150微伏。

[0058] 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 δ 波的幅度阈值可较临床标准适当降低, δ 波的幅度阈值 $height_thre_{EEG}$ 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。

[0059] 作为一个实施例, 对于上述检测到的 δ 波, 为了避免眼电信号造成的干扰, 在检测到 δ 波的时间窗口内, 对信号的幅度进行检测, 当信号的幅度超过预设幅度阈值(例如75微伏), 则判定检测到的 δ 波属于伪阳性(false positive)结果, 并不是真正的 δ 波, 丢弃该检测结果, 排除眼电伪迹的干扰。

[0060] 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。

[0061] 对于根据 δ 波的数量确定用户的非眼快动睡眠的S3和S4周期的方法, 主要是依据检测到 δ 波的数量来确定, 具体确定可以依据以下判断原则:

[0062] 当 δ 波数量属于 $[f_L(m), f_H(m)]$ 时, 判定用户当前处于非眼快动睡眠的S3周期; 当 δ 波数量大于等于 $f_0(m)$ 时, 判定用户当前处于非眼快动睡眠的处于S4周期;

[0063] $f_L(m) = m/t \times p_L$;

[0064] $f_L(m) = m/t \times p_H$;

[0065] $f_0(m) = f_H(m) + 1$;

[0066] 其中, 检测脑电波的时间窗口的长度为 m , t 为 δ 波持续时间的均值, (p_L, p_H) 为 δ 波占脑电信号的时间范围。

[0067] 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为30秒, 即以30秒为一帧进行分析。则在S3期时, δ 波占脑电信号的时间为20%~50%, 即6秒~15秒, 由此可以算出 δ 波的数量 $f_L(m) = 4$, $f_L(m) = 9$, $f_0(m) = 10$ 。

[0068] 本发明实施例的睡眠状态分析中睡眠周期检测装置, 具有较高的准确性。实验证明, 在多例利用脑电信号进行的非眼快动睡眠的S2-S4周期的检测中, 检测的准确率达到了95%以上。

[0069] 参考图7所示, 图7为处理器检测非眼快动睡眠的S2-S4周期的流程图, 包括如下步骤:

[0070] s1: 采集脑电信号(可能含眼电信号);

- [0071] s2:脑电信号小波分解;
- [0072] s3:重建低频段信号(0-2Hz);
- [0073] s4:从低频段信号中检测脑电波;
- [0074] s5:脑电波中检测K综合波;
- [0075] s6:去除K综合波检测中的眼电干扰;
- [0076] s7:是否检测到K综合波?若是,判定为S2周期,执行s8,否则继续判断;
- [0077] s8:重建低频段信号(0-4Hz);
- [0078] s9:从低频段信号中检测脑电波;
- [0079] s10:脑电波中检测 δ 波;
- [0080] s11:去除 δ 波检测中的眼电干扰;
- [0081] s12:统计 δ 波数量,阈值判断;数量属于[4,9],判定为S3周期;数量大于等于10,判定为S4周期。

[0082] 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。

[0083] 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。

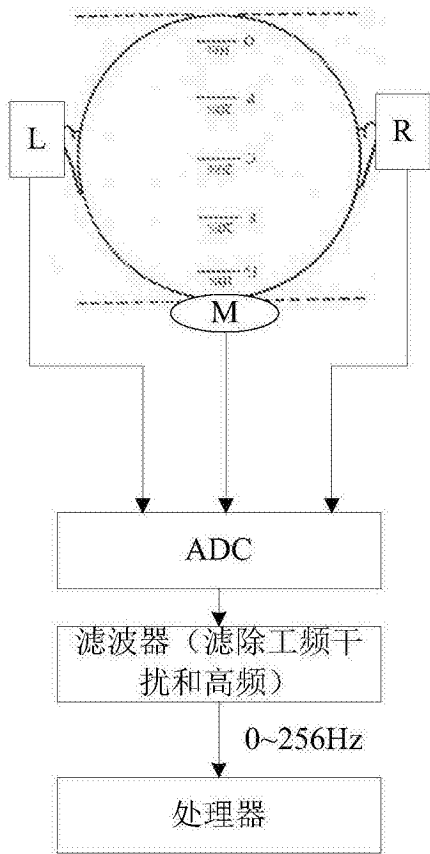


图1

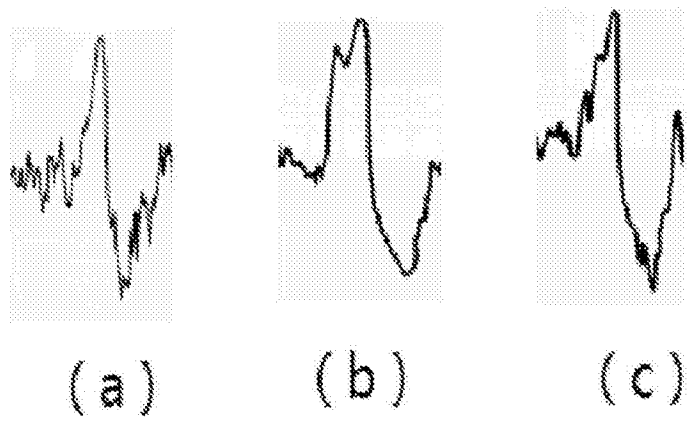


图2

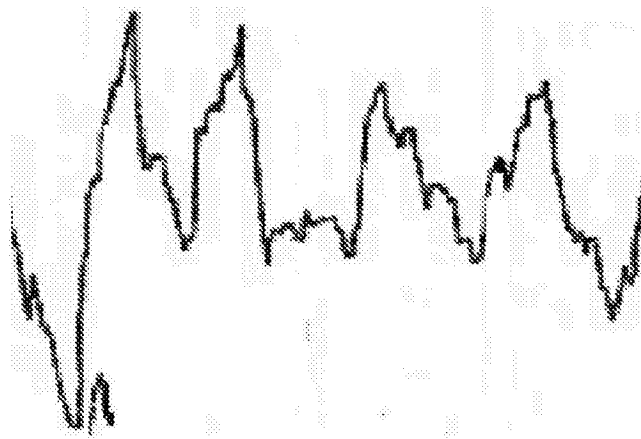


图3

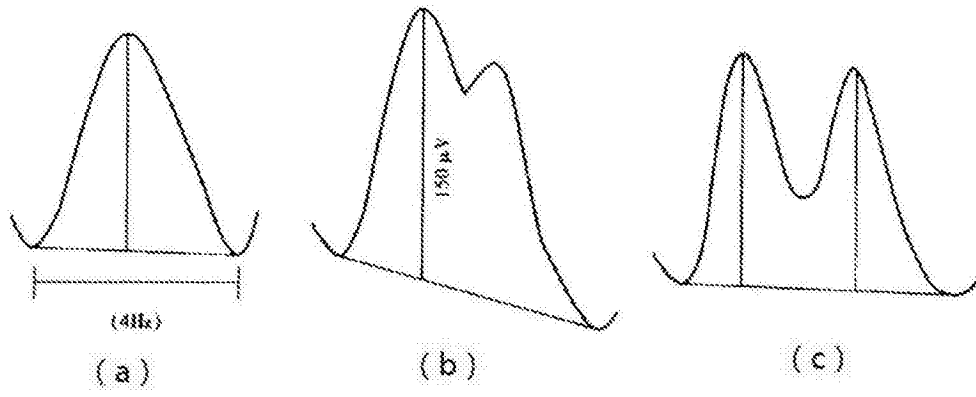


图4

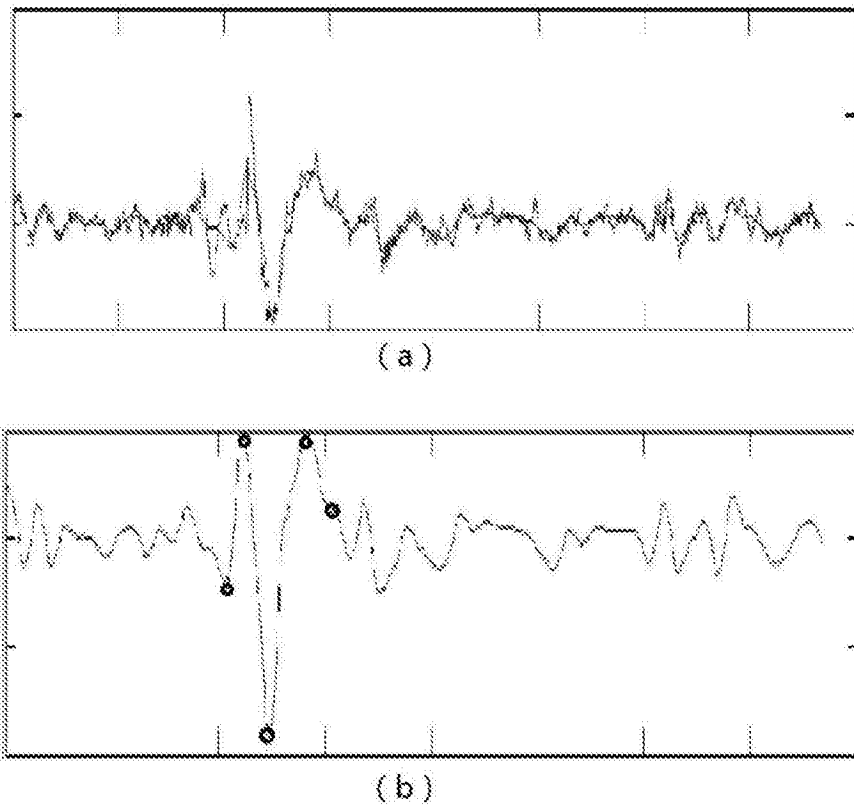


图5

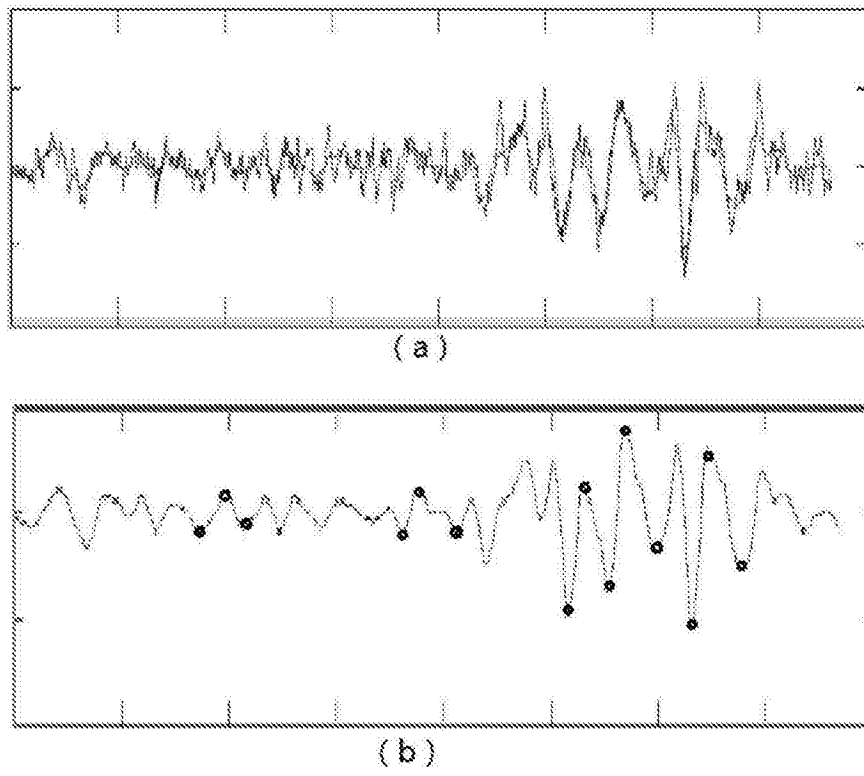


图6

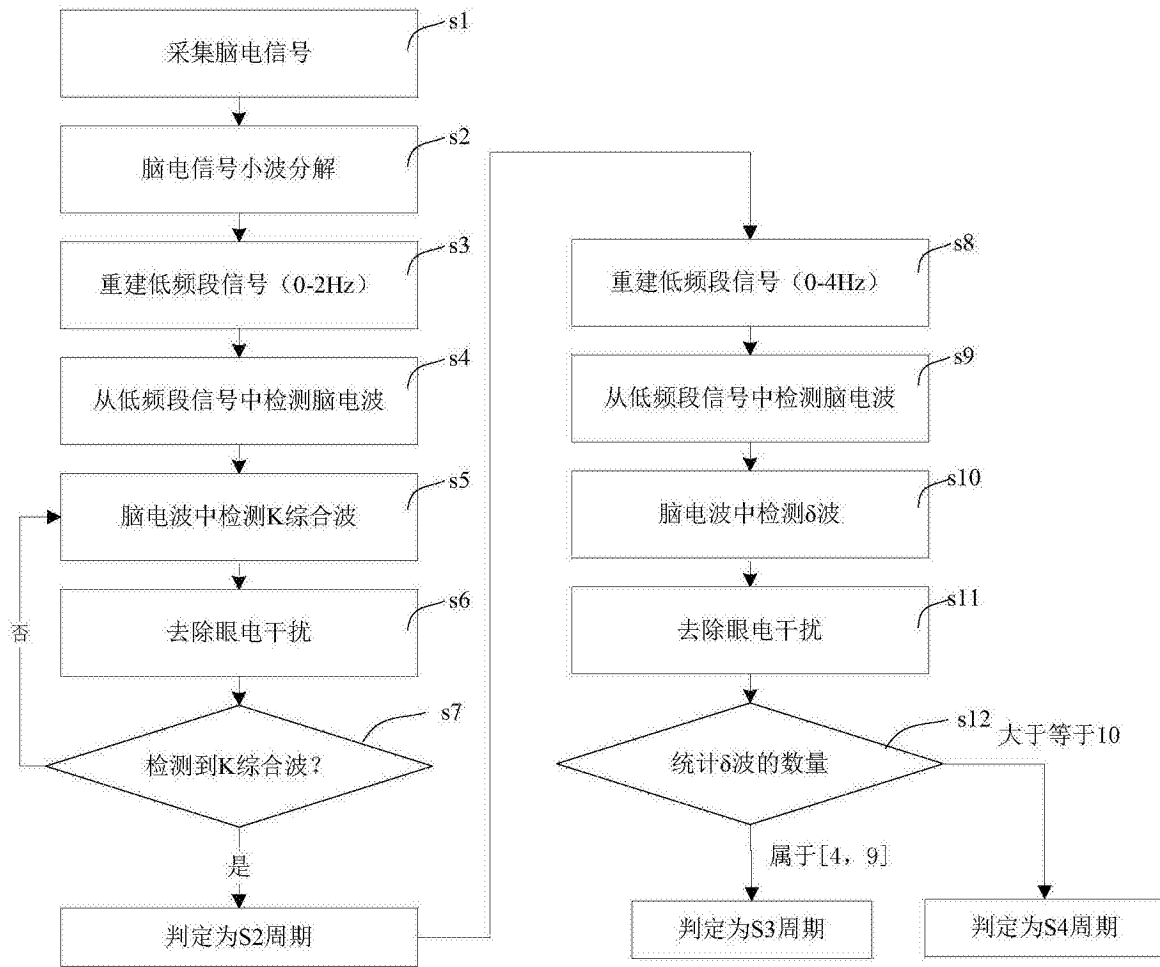


图7

专利名称(译)	睡眠状态分析中睡眠周期检测装置		
公开(公告)号	CN106175698A	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	CN201610839447.7	申请日	2016-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
[标]发明人	赵巍 胡静 韩志		
发明人	赵巍 胡静 韩志		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/6814 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/7253		
代理人(译)	潘桂生		
其他公开文献	CN106175698B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种睡眠状态分析中睡眠周期检测装置，包括：脑电电极、参考电极及其分别连接模数转换器，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；模数转换器将脑电信号转换为数字信号，滤波电路对脑电信号进行低频滤波后输入至处理器；处理器，用于对脑电信号进行小波分解和重建出低频脑电信号，对低频脑电信号上检测K综合波和δ波；当检测到K综合波时，判断用户当前处于非眼快动睡眠的S2周期；并根据检测到δ波的数量确定用户的非眼快动睡眠的S3和S4周期。本发明的技术可以避免脑电信号受到干扰影响，准确地检测用户当前处于非眼快动睡眠S2-S4的哪个时期。

