



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108926349 A

(43)申请公布日 2018.12.04

(21)申请号 201710372974.6

(22)申请日 2017.05.24

(71)申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

(72)发明人 吕宝粮 焦影影

(74)专利代理机构 上海交达专利事务所 31201

代理人 王毓理 王锡麟

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0496(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

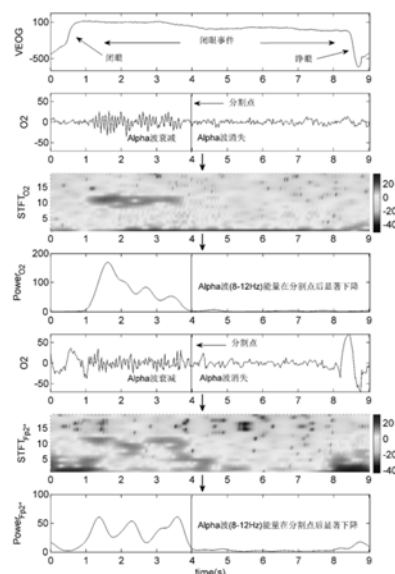
权利要求书1页 说明书6页 附图10页

(54)发明名称

基于脑电alpha波的日常睡眠开始时期检测方法

(57)摘要

一种基于脑电alpha波的睡眠开始时期检测方法,通过采集头部区域的脑电信号和眼部周围的垂直眼电信号,并使用摄像头同时监控录制面部信息视频和脑电眼电信号的显示图像,然后根据记录的脑电眼电信号和录制的面部信息视频标记出闭眼区间,再使用时频分析获得闭眼区间内的alpha波能量变化曲线,在能量变化曲线有显著下降趋势时判定睡眠开始;本发明能够根据脑电alpha波的衰减到消失模式可以直接判定由于睡眠剥夺所产生的睡眠开始时期,快速准确地检测到对象是否进入睡眠状态。



1. 一种基于脑电alpha波的睡眠开始时期检测方法,其特征在于,通过采集头部区域的脑电信号和眼部周围的垂直眼电信号,并使用摄像头同时监控录制面部信息视频和脑电眼电信号的显示图像,然后根据记录的脑电眼电信号和录制的面部信息视频标记出闭眼区间,再使用时频分析获得闭眼区间内的alpha波能量变化曲线,在能量变化曲线有显著下降趋势时判定睡眠开始;

所述的时频分析,具体是指:通过短时傅立叶变换将单个导电极上的脑电信号投射到二维的时间-频率空间,得到信号随时间变化时的频率能量变化谱图,然后计算其中随时间变化的alpha波频带内的能量总和,从而得到一维的alpha波能量变化曲线。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征是,所述的采集是指:根据国际电极配置法安放头皮电极以及两个参考电极。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征是,所述的采集,使用脑电采集系统记录实验者的头皮脑电数据和眼电数据,即垂直眼电数据,该垂直眼电由位于两眼两侧的电极信号相减而得到。

4. 根据权利要求1所述的方法,其特征是,在使用脑电采集系统采集数据之前预先进行带通滤波,范围为0-30Hz,以便裸眼能清晰地观察到alpha波的波形变化。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征是,所述的面部信息视频的采集方式具体是指:使用摄像头同时监控和实时录制同步显示的实验者的面部信息视频和呈现在脑电采集系统的脑电眼电波形。

6. 根据权利要求1所述的方法,其特征是,所述的闭眼事件,具体是指:眼睑发生闭合行为和再次睁开行为之间的时期,对应的VEOG信号上将分别呈现一个上升沿和下降沿波形,因此根据VEOG上的波形判定得到一个完整的闭眼事件;同时根据完整闭眼周期对应的面部信息视频,得到一个闭眼事件内的眼部行为及其对应的VEOG信号的波形,从而进一步确认此闭眼事件。

7. 根据权利要求1所述的方法,其特征是,所述的alpha波频带为8-12Hz。

8. 根据权利要求1所述的方法,其特征是,所述的明显的下降趋势具体是指:当在某个闭眼事件中,当alpha波能量小于某个设定的阈值超过1秒的时长时,则认为alpha波明显的下降趋势,即进入睡眠开始时期。

9. 一种实现上述任一权利要求所述方法的系统,其特征在于,包括:摄像装置、电极、信号放大器采集模块、信号传输模块、信号分析模块以及预警模块,其中:分别通过电极采集脑电和眼电信号、通过摄像装置采集对象面部视频并输出至信号放大器采集模块进行放大和模数转换,转换后的数字信号通过信号传输模块以有线或无线的方式输出至信号分析模块进行脑电alpha波段的能量变化曲线检测,预警模块根据检测结果进行报警。

基于脑电alpha波的日常睡眠开始时期检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及的是一种医学领域的技术,具体是一种根据脑电alpha波衰减到消失模式判定日常工作生活中的睡眠开始时期的方法。

背景技术

[0002] 当人们在睡眠不足或作息安排紊乱时,都会造成一定程度的睡眠剥夺,在此情况下,极易导致疲劳困倦甚至进入睡眠状态。在疲劳驾驶领域,由于司机在驾驶过程中进入睡眠而导致的道路交通事故屡见不鲜。在各种疲劳检测的方法中,脑电信号被认为是检测疲劳的“金标准”。以往的文献中,侧重研究各种脑电波频段(alpha波、theta波、beta波、delta波)的能量在疲劳状态时是否增加或减少,以此来判断是否疲劳。其中,脑电alpha波相对于其他脑电波有着明显的正弦震荡波形且幅度值较高,而被广泛研究并被用来作为检查早期疲劳的指标。其中,脑电alpha波相对于其他脑电波有着明显的正弦震荡波形且幅度值较高,而被广泛研究并被用来作为检查早期疲劳的指标。然而,以往的疲劳驾驶相关研究中,对于如何利用脑电alpha波的变换来检测疲劳没有一致结论。一些研究认为alpha波在疲劳时能量会增加,而另外一些研究则认为在疲劳时alpha波能量会减少。而众所周知的是,在闭眼清醒状态下,alpha波会出现,但在睁眼时便消失且被beta波替代出现,这就是典型的alpha波阻断现象。

发明内容

[0003] 本发明针对现有技术无法检测由于极度困倦而导致的短暂闭眼事件的缺陷,提出一种基于脑电alpha波的日常睡眠开始时期检测方法,能够根据脑电alpha波的衰减到消失模式可以直接判定由于睡眠剥夺所产生的睡眠开始时期,快速准确地检测到对象是否进入睡眠状态。

[0004] 本发明是通过以下技术方案实现的:

[0005] 本发明通过采集头部区域的脑电信号和眼部周围的垂直眼电信号,并使用摄像头同时监控录制面部信息视频和脑电眼电信号的显示图像,然后根据记录的脑电眼电信号和录制的面部信息视频标记出闭眼区间,再使用时频分析获得闭眼区间内的alpha波能量变化曲线,在alpha波能量变化曲线有显著下降趋势时判定睡眠开始。

[0006] 优选地,本发明的实施基于一定程度的睡眠剥夺条件,即由于睡眠不足或平常的睡眠安排被打乱从而形成一定程度上的睡眠欠缺和剥夺。比如,较长时间的不容许睡觉、在平常该睡眠的时间段内不容许睡觉或要求完成其他安排的任务、以及通过其他外界干扰来降低正常的睡眠质量和时长。

[0007] 所述的采集是指:根据国际电极配置法(10-20电极配置法)安放头皮电极以及两个参考电极,采用但不限于电极帽或单独使用盘状电极。

[0008] 所述的采集,优选使用脑电采集系统比如ESI NeuroScan采集系统记录实验者的头皮枕部的O2导电极)和前额自定义的Fp2*导电极上的脑电数据,其中Fp2*导电极设置在

Fp2电极和右眼连接垂直线上的前额中部位置。同时采集眼电数据,即垂直眼电(VEOG, Vertical Electrooculogram)数据,该垂直眼电由位于两眼两侧的电极信号相减而得到。

[0009] 在使用ESI NeuroScan采集系统采集数据之前预先进行带通滤波,范围为0-30Hz,以便裸眼能清晰地观察到alpha波的波形变化。

[0010] 所述的面部信息视频的采集方式具体是指:使用摄像头同时监控和录制实时显示的实验者的面部信息视频以及呈现在ESI NeuroScan采集系统界面上的脑电眼电波形。

[0011] 所述的闭眼事件,具体是指:从眼睑的闭合开始到后续的再次睁开的一段时期。根据闭眼事件所对应的面部信息视频,可以得到一个闭眼事件内的眼部行为和其对应的VEOG信号的波形之间的关系:当发生眼睑的闭合行为时,对应的VEOG信号上将分别呈现一个上升沿,而再次睁开眼睛时,对应的VEOG信号上呈现一个下降沿波形。由此可以根据VEOG上的波形来确定一个完整的闭眼时期。

[0012] 所述的时频分析,具体是指:通过短时傅立叶变换将单个导电极的脑电信号(如O2导电极上的信号或者前额上的Fp2*导电极)投射到二维的时间-频率空间,得到信号随时间变化时的频率能量变化谱图,然后计算在alpha波频带内(8-12Hz)的能量总和以得到一维的alpha波能量变化曲线。

[0013] 所述的明显的下降趋势具体是指:alpha波在某个时间点存在而在其后消失,导致alpha波能量在此时间点前后有明显下降趋势。具体通过设定的alpha波能量阈值来检查这一变化趋势,当alpha波能量小于此阈值超过1秒的时长则认为alpha波此时有明显的下降趋势,且进入睡眠开始时期。

[0014] 本发明涉及一种实现上述方法的系统,包括:摄像装置、电极、信号放大器采集模块、信号传输模块、信号分析模块以及预警模块,其中:分别通过电极采集脑电和眼电信号、通过摄像装置采集对象面部视频并输出至信号放大器采集模块进行放大和模数转换,转换后的数字信号通过信号传输模块以有线或无线的方式输出至信号分析模块进行脑电alpha波段的能量变化曲线检测,预警模块根据检测结果进行报警。

技术效果

[0015] 与现有技术相比,本发明可以广泛应用于由于睡眠剥夺以及持续的睡眠压力导致的不由自主地闭上眼睛的时期内。相比于疲劳检测领域里,不考虑眼睛睁闭合状态却根据alpha波能量上升或下降来判定疲劳的方法,本方法强调是在闭眼事件中,且alpha波的能量有显著下降时则判定为睡眠开始时期。不同于自然睡眠过程中的标准的睡眠第一阶段中的alpha波间断式的出现,一定程度的睡眠剥夺会造成alpha波在某个时间分割点后的几乎完全消失,从而导致alpha波能量的显著下降。

附图说明

[0016] 图1为本发明的alpha波衰减到消失模式出现时O2导电极以及Fp2*导电极上alpha波的时频分布图以及alpha波段能量变化示意图;

[0017] 图中Alpha波在O2和Fp2*导电极上有着几乎同步的衰减到消失现象。在一个接近20秒的闭眼事件中,alpha波的变化有明显的分割点,在此分割点之前,alpha波幅值逐步衰减,而在此分隔点之后,alpha波几乎消失。对O2和Fp2*导电极上的信号进行短时傅立叶变换(short time Fourier transform,STFT),可以看出alpha波(8-13Hz)能量变化具有相似

同步性；

[0018] 图2为根据本发明中所安置的电极的位置示意图。其中 $VEOG = V_u - V_d$ ；

[0019] 图3为模拟驾驶环境示意图；

[0020] 图4为O2和Fp2*导电极上根据睁眼时期与闭眼时期确定alpha波能量阈值threshold和threshold*。

[0021] 图5为alpha阻断现象发生时的O2导电极上alpha波时频分布以及根据设定的alpha波能量阈值判定alpha波能量变化的示意图；

[0022] 图6为alpha波衰减到消失现象发生在闭眼事件中时，O2导电极上的alpha波时频分布以及根据设定的alpha波能量阈值判定alpha波能量变化的示意图；

[0023] 图7为疲劳驾驶过程中的定义的不同时期示意图；

[0024] 图8为Alpha波能量样本值在不同时期的分布示意图；

[0025] 图中Alpha波能量样本值在不同时期的分布。(a) 在实验者1的O2导电极上的分布；(b) 在实验者1的Fp2*导电极上的分布；(c) 在所有实验者O2导电极上的分布；(d) 在所有实验者Fp2*导电极上的分布；

[0026] 图9为三个时期中的所有个体的闭眼事件的时长分布示意图；

[0027] 图10为具有alpha波衰减到消失模式的闭眼事件个数在不同子时长区间内的比例。

具体实施方式

[0028] 本实施例中：

[0029] 1) alpha波的衰减到消失模式不同与典型的alpha波阻断现象，alpha波阻断现象对应闭眼事件中alpha波是连续出现的并无alpha波的衰减发生；

[0030] 2) 不同于睡眠中的alpha波衰减模式。在睡眠过程中眼睛一直处于闭合状态，alpha波的衰减呈现的是一种反复的间断出现和消失的形式，且alpha波活动随着睡眠程度的加深，其间断出现所占的时间比例会逐步递减。

[0031] 3) alpha波衰减到消失模式，发生在闭眼事件中，无间断反复的alpha波出现形式，有明显的时间分割点，在此时间分割点之前，alpha波连续出现且后期震荡幅值衰减，而在此时间分割点之后，alpha波几乎完全消失直到此闭眼事件结束。

[0032] alpha波衰减到消失模式在大脑头皮区域尤其是枕部区域以及前额区域会同步产生；传统的研究脑电alpha波变化的方法通常会研究枕部区域，尤其是O2导电极位置，因为alpha波在头皮枕部区域的震荡幅值最大。而我们发现在前额无发区域，alpha波的衰减和消失模式也会出现，并且与枕部区域的alpha波的变化具有同步性，如图1所示。

[0033] 本实施例是在模拟驾驶环境中，实验者具有长达一年的午睡习惯，实验时间设置在这些实验者平常的午睡时间段内，从而形成一定程度上的睡眠剥夺。实验者坐在一个真车框架里(图3)，主要任务就是通过操纵方向盘来驾驶显示在车前大屏幕中的虚拟车，行驶中尽量避免交通事故。虚拟车行驶在从城市到郊区的高速路段上，路段大多平直且单调重复，有利于诱导司机困倦。实验前告知司机不可以故意闭眼酝酿睡意，但是仍然有很多闭眼事件发生，其是由于困倦而导致的反复睁闭眼过程。根据记录的脑电眼电数据以及所记录的包含实验者面部图像和眼电脑电显示的图像的面部信息视频，我们对所有闭眼事件进行

人工标记,比如图1中,我们可以看到VEOG信号上,闭眼行为会导致一个上升沿波形出现,而再次睁开眼睛时会出现一个下降沿波形。同时,在O2和Fp2*导电极上会出现相似的alpha波衰减到消失现象。这个现象有明显的分割点,在此时间分割点之前alpha波是衰减的,而在此分割点之后,alpha波几乎完全消失。通过分别对O2以及Fp2*导电极上的信号进行短时傅立叶变换,其使用长度为1秒的汉明窗且窗口以50%的重叠率随时间向前滑动数据,从而可以得到其时频变化图。从而,可根据短时傅立叶变换后的频谱图分别计算得到alpha波段(8-12Hz)上的能量在O2导电极和Fp2*导电极上变化趋势。可以从图1和图6看出,在alpha波衰减到消失模式出现时,alpha波段的能量在O2 (Power_{O2}) 和Fp2* (Power_{Fp2*}) 上都有显著下降。而相比于典型的alpha波阻断现象,如图5所示,在其对应的闭眼事件中,alpha波连续出现并无衰减,因此alpha波的能量无明显变化趋势。

[0034] 在疲劳驾驶实验中,根据10个实验者的数据进行总结,我们发现alpha波衰减到消失现象在这10个实验者中普遍存在,且可以认为是一种普遍模式。据观察,每个个体几乎只出现两种闭眼类型,一是对应着alpha波阻断现象(图5),另一对应alpha衰减到消失现象(图6)。根据这两个现象,我们总结了两个个体的模拟驾驶过程特点,并定义了一些不同的时期,如图7所示。根据第一个出现alpha波衰减到消失现象的闭眼事件,我们将整个疲劳驾驶过程分为非睡眠alpha波阶段(Non-sleep alpha stage)和睡眠alpha波阶段(Sleep alpha stage)。

[0035] 1) N-Es时期:包含所有在非睡眠alpha stage中的闭眼事件,其对应着alpha波阻断现象;

[0036] 2) S-Es时期:包含所有在睡眠alpha stage中的对应于alpha波阻断现象的闭眼事件;

[0037] 3) S-Es*时期*包含所有在睡眠alpha stage中的对应于alpha波衰减到消失现象的闭眼事件;并将这个时期分成两个子时期:(1) S-Es*1时期,其包含S-Es*时期中所有闭眼事件中分割点之前alpha波衰减部分;(2) S-Es*2时期,其包含S-Es*时期中所有闭眼事件中分割点之后alpha波消失部分;

[0038] 4) N-NEs时期:整个疲劳驾驶过程中不包含任何闭眼事件的时期。

[0039] 我们对10个实验者中每个时期的数据应用短时傅立叶变换(STFT),其汉明窗长度为1秒,且设置50%的重叠率来滑动窗口。从而,对每个时期的数据求取众多1秒的alpha波能量值样本。然后对所有不同时期的alpha波能量值样本统一使用Z-score变换。再使用box plots工具分别将不同时期中进行Z-score变换后alpha波能量样本值显示出来,从而可以看到alpha波在疲劳驾驶整个过程中的动态变化。我们把非闭眼时期(N-NEs)中的alpha能量值样本分布作为参考,且Bline值为非闭眼时期(N-NEs)alpha波能量值样本的最大水平。对每个个体,我们分别分析了枕部O2导电极和前额自定义的FP2*导电极。图8(a)显示了实验者1在枕部O2导电极上的alpha波能量值样本分布情况。图8(b)显示了实验者1在枕部Fp2*导电极上的alpha能量样本值分布情况。图8(c)(d)分别显示了全部10个个体在枕部O2导电极上和前额Fp2*导电极上的alpha能量样本值分布情况。通过比较我们都可以发现,无论是对于单个个体实验者1还是对于所有个体,从S-Es*1时期到S-Es*2时期alpha能量值样本分布有明显的下降趋势,验证了在闭眼事件中所观察到的从alpha波衰减部分到alpha波消失部分的alpha波的衰减到消失现象为一种普遍的模式。从图8中我们还可以看到,S-Es*

1时期的alpha波能量样本值分布要比S-Es和N-Es时期要低,说明S-Es*1时期所包含的alpha波衰减部分的alpha波的幅度值相对于S-Es和N-Es时期所包含的闭眼时期中的alpha波幅度值要偏低,验证了所观察到的在alpha波衰减部分的alpha波的幅度值震荡衰减。而在alpha波阻断现象对应的时期(N-Es和S-Es),alpha波能量值样本的分布远远高于其他时期,对应了图5中的闭眼事件中的alpha波阻断现象,说明了此时期内的alpha波的连续性且无幅度值衰减。比如对于在O2导电极上的整体分布(图8(c)),N-Es,S-Es,S-Es*1和S-Es*2分别有86%,78%,58%和4%的alpha能量值样本高于Bline水平。而对于在Fp2*导电极(图8(d))上的整体分布,情况是相似的,N-Es,S-Es,S-Es*1和S-Es*2分别有85%,73%,36%和0%的alpha能量值样本高于Bline水平。而对于个体实验者1来说,O2导电极上的N-Es,S-Es,S-Es*1和S-Es*2时期分别有100%,100%,39%和15%的alpha能量值样本高于Bline水平(图8(a))。相似的,Fp2*导电极上的N-Es,S-Es,S-Es*1和S-Es*2时期分别有100%,100%,38%和9%的alpha能量值样本高于Bline水平(图8(b))。

[0040] 我们还分析了在疲劳驾驶过程中三种时期所包含的闭眼事件的时长分布,如图9所示。S-Es*时期所包含的闭眼事件(对应着alpha衰减到消失模式)有着最高的时长分布,表征着最高的睡意水平。而其他两个闭眼时期S-Es和N-Es(对应着alpha波阻断现象)的时长分布相对较低,表征着比较低的睡意水平。此外,我们还分析了具有alpha波衰减到消失现象的闭眼事件在四个子时长区间里($2.5 < R1 < 5s$, $5 < R2 < 15s$, $15 < R3 < 30s$, $30 < R4 < 60s$)所占的比例变化,如图10所示。比如,对于子时长区间R2,所有个体总共有445个闭眼事件,其中190个事件是具有alpha波衰减到消失现象。具有alpha波衰减到消失现象的闭眼事件的比例随着子时长区间的时长增加而比例显著上升,从R1的4.4%上升到R4的84.0%。此结果进一步说明alpha波衰减到消失模式表征了较高的困倦程度。

[0041] 此应用实例说明,alpha波衰减到消失模式在具有午睡习惯的个体进行模拟驾驶实验时是普遍存在的,睡眠研究中确定alpha波的衰减是进入正式睡眠第一阶段标志,而在我们模拟驾驶中,alpha波的衰减到消失现象也标志着司机进入睡眠开始阶段。因此,可根据闭眼时期内alpha波能量的衰减到消失模式就可以判定当前司机处于睡眠开始时期。

[0042] 在我们的模拟驾驶过程实验中,根据alpha波能量的衰减到消失模式来判定睡眠开始时期的具体操作如下:首先,alpha波能量在不同个体中有所差异,因此我们对个体分别进行分析。由于alpha波阻断现象在清醒闭眼时就会出现,因此,在模拟驾驶开始前,我们进行20分钟的睁闭眼实验,以一次1分钟的闭眼和1分钟睁眼轮流交替。然后,分别对闭眼时期和睁眼时期进行短时傅立叶变换(使用1秒的汉明窗且设置50%的重叠率来滑动窗口)。总共10分钟)和睁眼时期(总共10分钟),我们分别剔除其大于此时期内所有1秒的alpha波能量样本值1倍方差的alpha波能量样本,目的是排除其他噪声干扰。并将判定alpha波能量衰减的阈值定义为此闭眼时期(图4中的CLOSE或CLOSE*时期)的alpha波能量样本的最低值与此睁眼时期(图4中的OPEN或OPEN*时期)的alpha波能量样本的最高值之间的均值,O2导电极上的记为threshold,而在Fp2*导电极上的标记为threshold*,详细可参考图5与图6。当在一个闭眼事件中,小于此阈值的时间长度大于1秒则认为alpha波能量显著衰减了,且此时进入睡眠开始时期。根据所得的每个个体的阈值(threshold和threshold*)来判定其模拟驾驶过程中的所出现的闭眼事件是否表征了睡眠开始时期(即该事件中是否出现了alpha波衰减到消失现象)。如图5所示,alpha波阻断现象发生时,其O2导电极和Fp2*导电极

上的alpha波段的能量值都不会低于对应的阈值threshold和threshold*。而在图6中, alpha波衰减到消失现象发生时,其O2导电极和Fp2*导电极上的alpha波段的能量值在开始的11秒内普遍大于阈值threshold和threshold*,而在大约第11秒后开始小于阈值threshold和threshold*,且持续到闭眼事件结束。此闭眼事件由此被判定为alpha波衰减出现且进入了睡眠开始时期。

[0043] 表1给出了10个对象中对于判定具有alpha波衰减到消失的闭眼事件为睡眠开始时期的灵敏度(也称为召回率,sensitivity)。灵敏度计算公式为:灵敏度=正确检测到具有alpha波衰减到消失的闭眼事件个数/所有具有alpha波衰减到消失的闭眼事件的个数。

[0044] 表1.10个个体中分别检测到具有alpha波衰减到消失的闭眼事件(表示睡眠开始时期)的灵敏度

实验者		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10
灵敏度	O2	100%	100%	98%	92%	98%	95%	90%	93%	91%	90%
	Fp2*	100%	100%	96%	91%	94%	93%	90%	92%	90%	91%

[0045] 本发明实施例提供了根据alpha波能量是否衰减来判定疲劳驾驶过程中出现的闭眼事件否真正指示了睡眠开始时期。为了实现可穿戴的疲劳检测,本实施例考察了前额无发区的导联上与枕部区域一导上的alpha波衰减到消失现象的同步性以及给出根据alpha波能量阈来判定睡眠开始时期的方法。前额Fp2*导电极的使用,对于开发基于脑电眼电的便携式可穿戴的疲劳检测系统具有很重要的实用价值。

[0046] 上述具体实施可由本领域技术人员在不背离本发明原理和宗旨的前提下以不同的方式对其进行局部调整,本发明的保护范围以权利要求书为准且不由上述具体实施所限,在其范围内的各个实现方案均受本发明之约束。

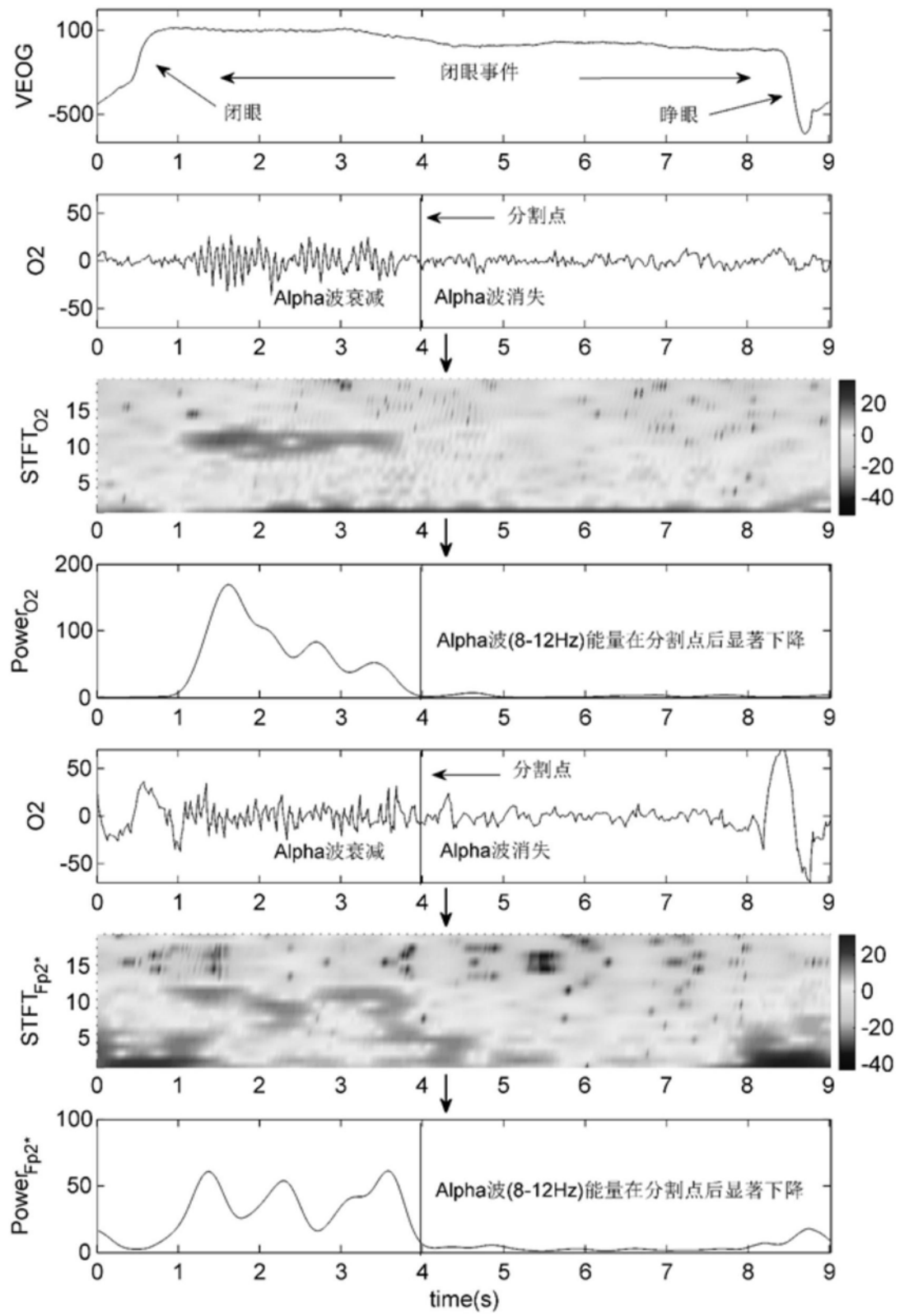


图1

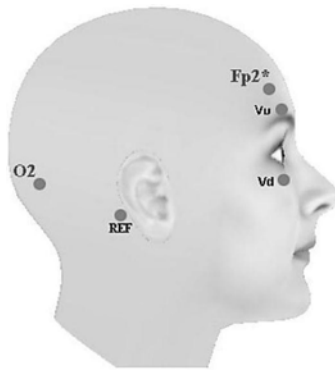


图2



图3

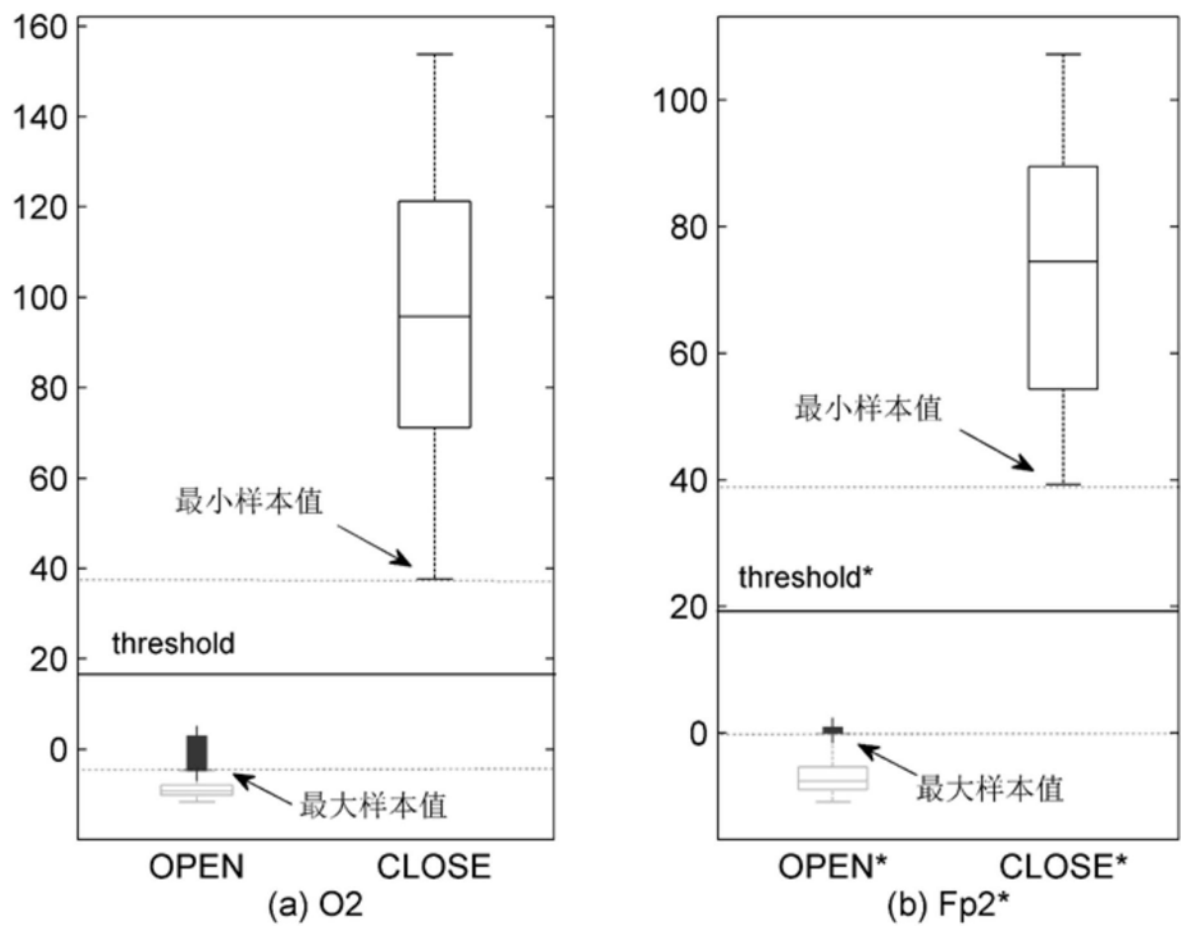


图4

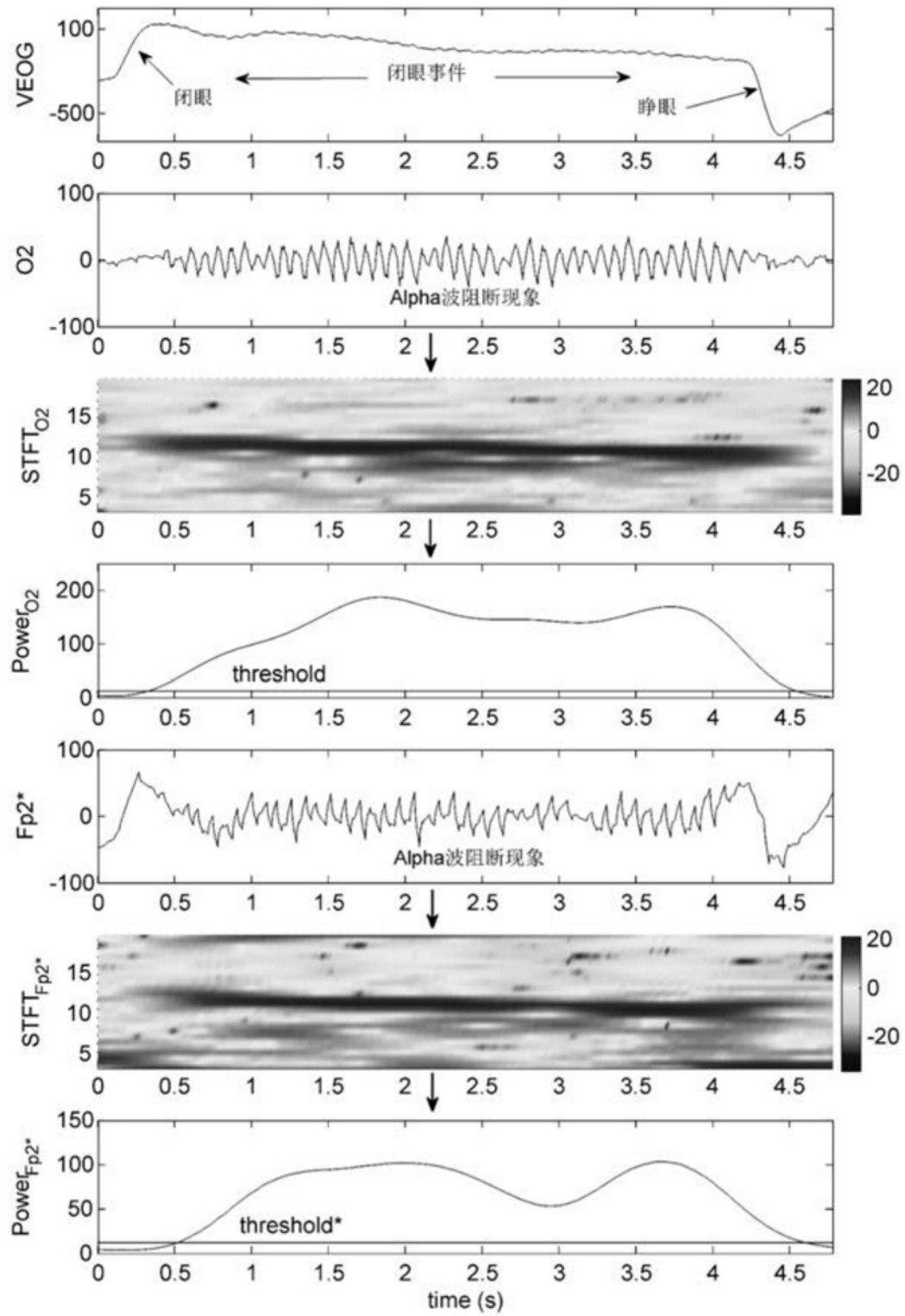


图5

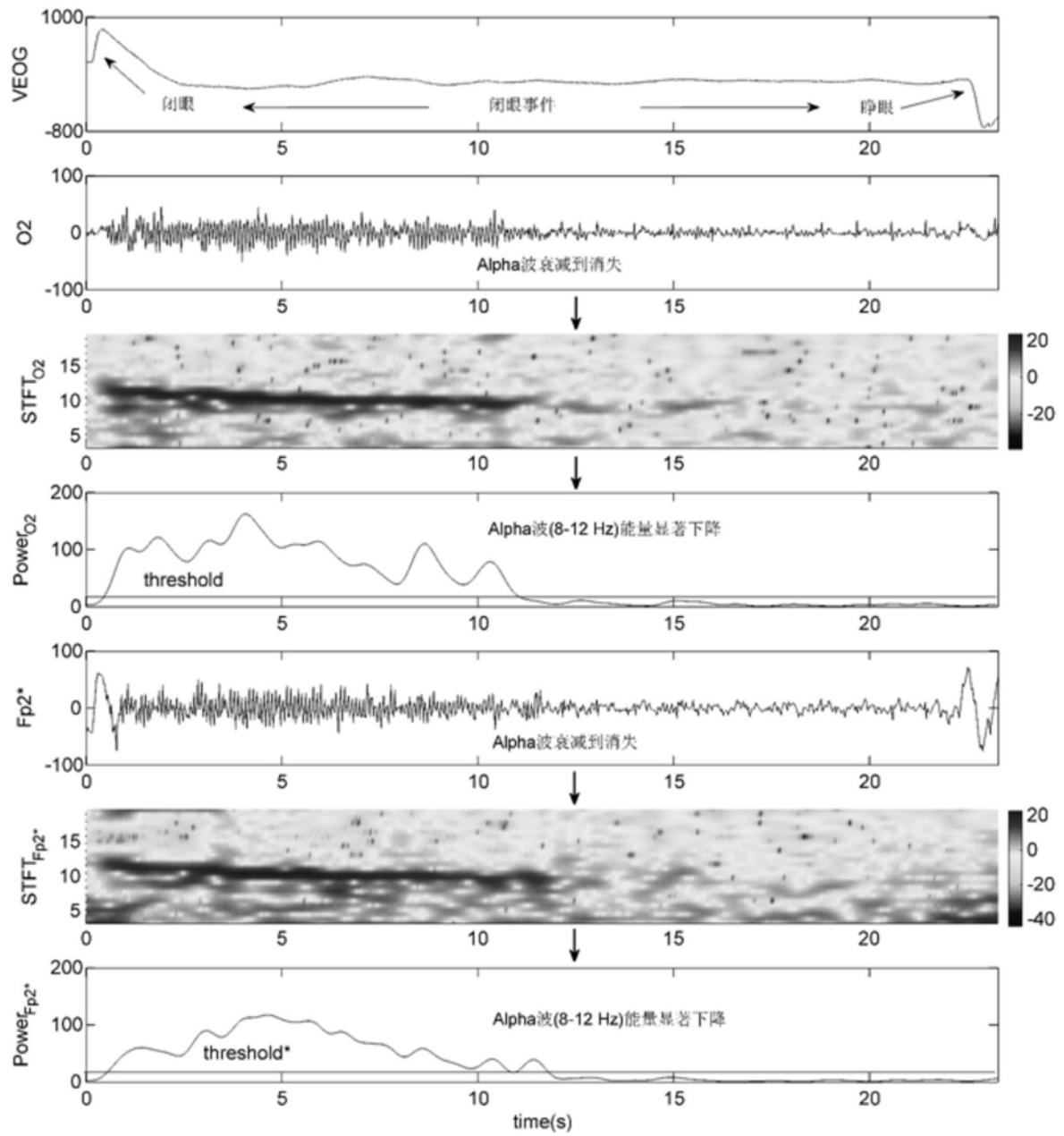


图6

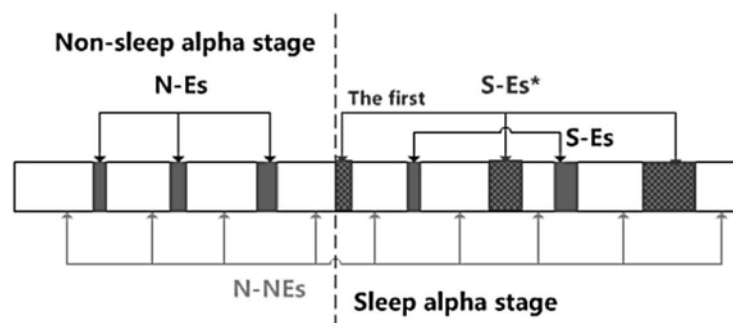
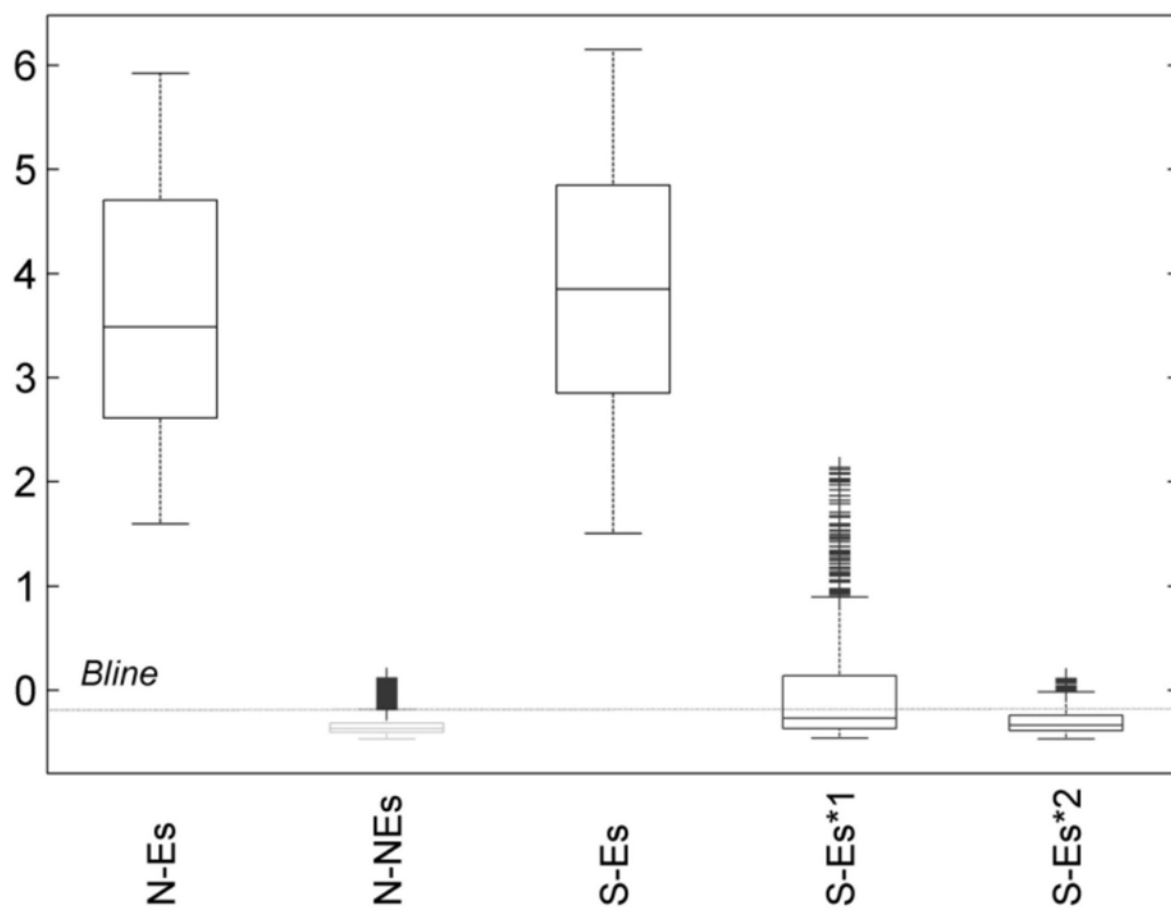
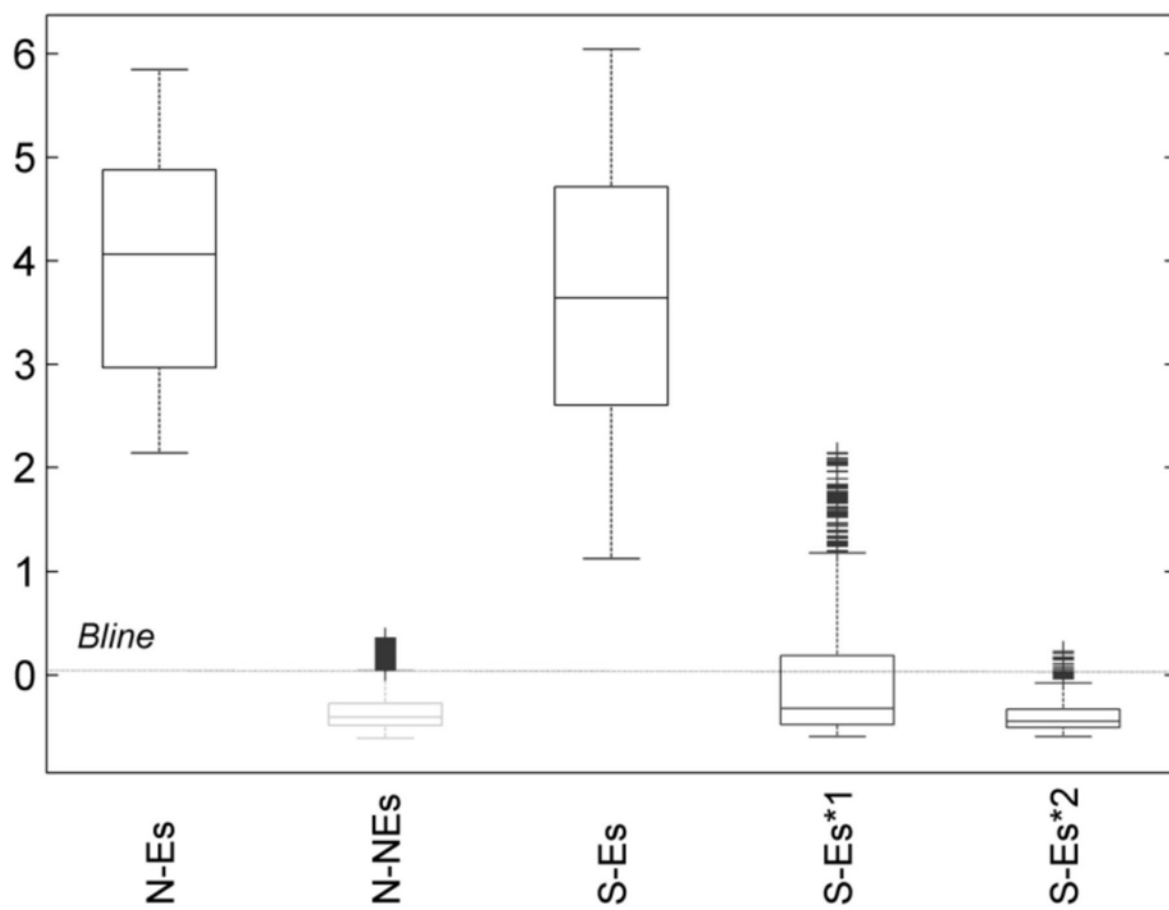


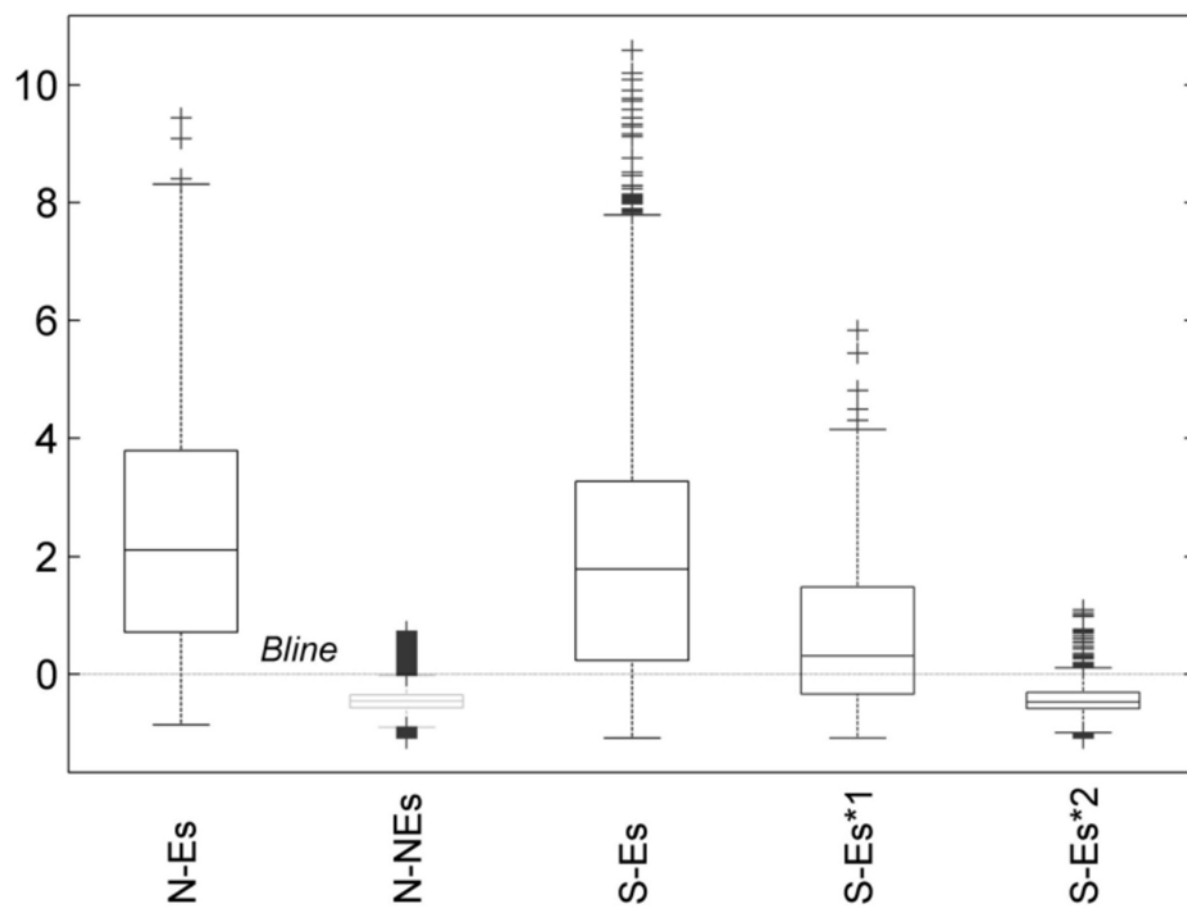
图7



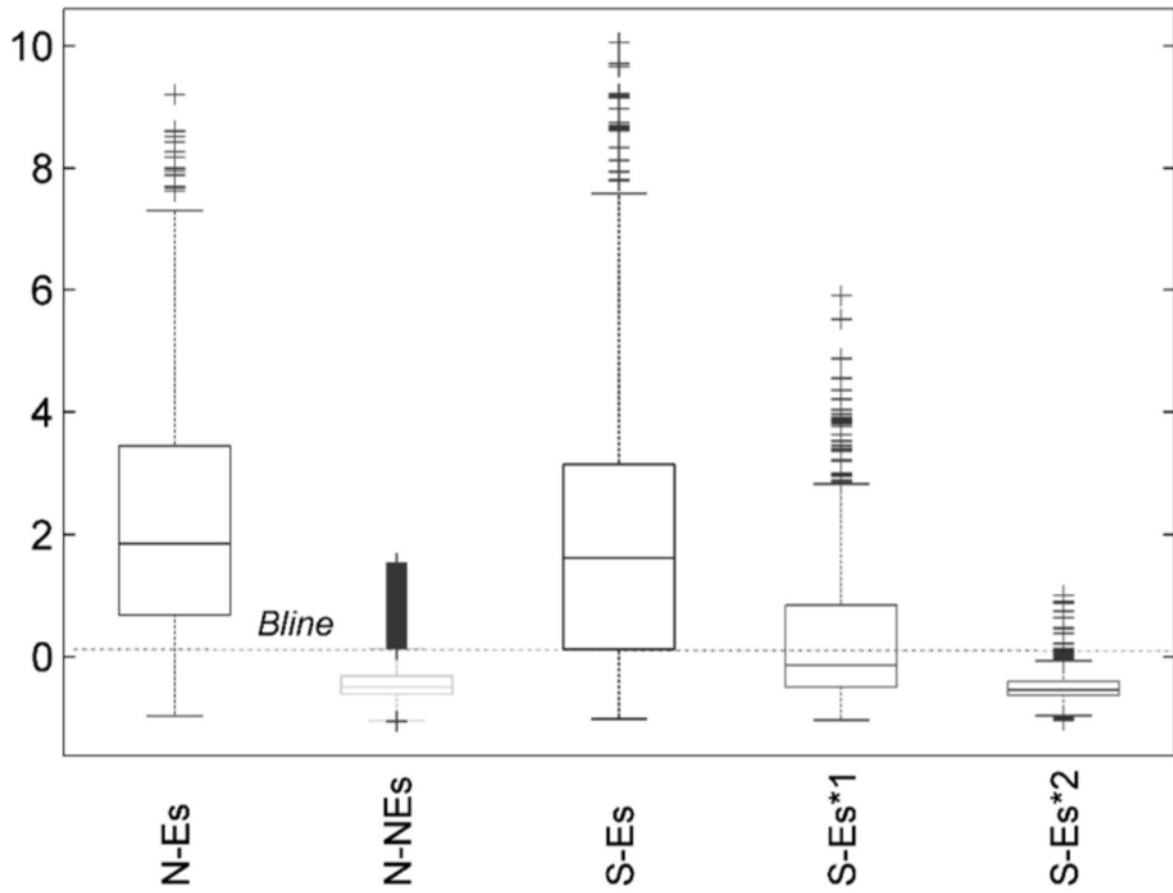
(a)



(b)



(c)



(d)

图8

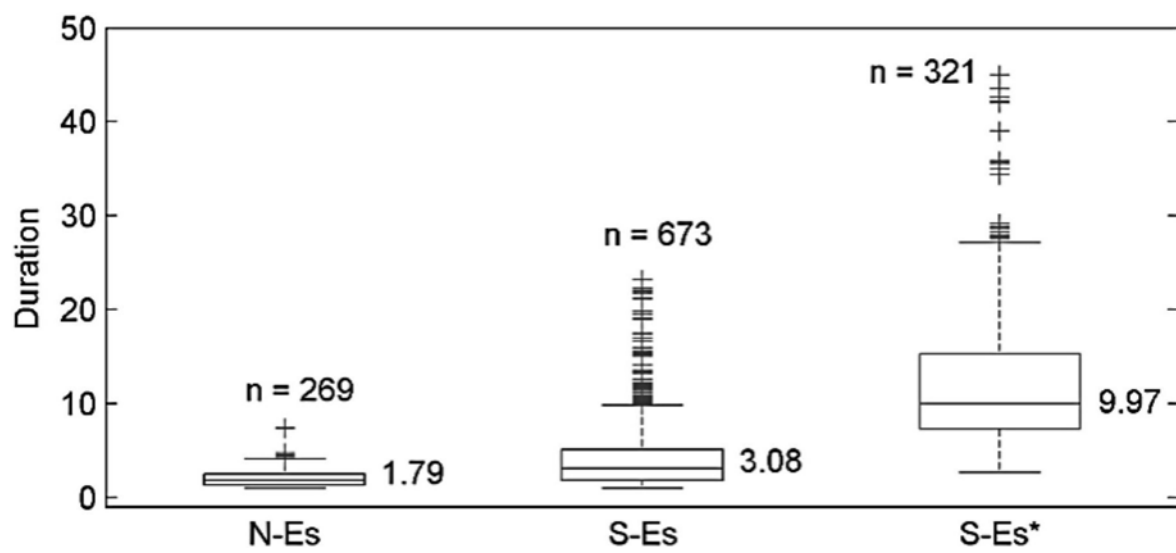


图9

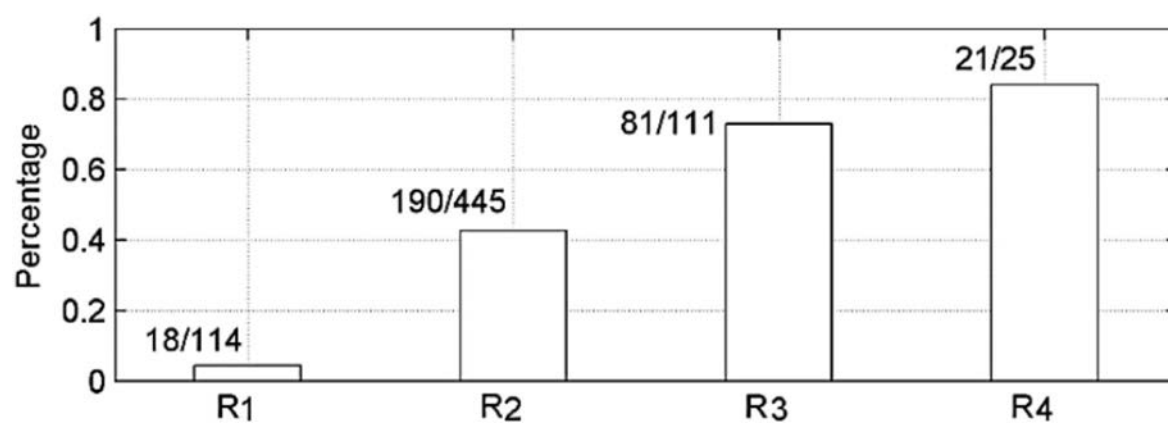


图10

专利名称(译)	基于脑电alpha波的日常睡眠开始时期检测方法		
公开(公告)号	CN108926349A	公开(公告)日	2018-12-04
申请号	CN2017110372974.6	申请日	2017-05-24
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	吕宝粮 焦影影		
发明人	吕宝粮 焦影影		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00 A61B5/0496 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04012 A61B5/0496 A61B5/1103 A61B5/4812 A61B5/7257		
代理人(译)	王锡麟		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于脑电alpha波的睡眠开始时期检测方法，通过采集头部区域的脑电信号和眼部周围的垂直眼电信号，并使用摄像头同时监控录制面部信息视频和脑电眼电信号的显示图像，然后根据记录的脑电眼电信号和录制的面部信息视频标记出闭眼区间，再使用时频分析获得闭眼区间内的alpha波能量变化曲线，在能量变化曲线有显著下降趋势时判定睡眠开始；本发明能够根据脑电alpha波的衰减到消失模式可以直接判定由于睡眠剥夺所产生的睡眠开始时期，快速准确地检测到对象是否进入睡眠状态。

