



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105105714 B

(45)授权公告日 2019.02.19

(21)申请号 201510531675.3

A61B 5/0496(2006.01)

(22)申请日 2015.08.26

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105105714 A

CN 103372258 A, 2013.10.30,

CN 103372258 A, 2013.10.30,

WO 2006/008743 A2, 2006.01.26,

US 4776345 A, 1988.10.11,

CN 101925377 A, 2010.12.22,

CN 104257379 A, 2015.01.07,

(43)申请公布日 2015.12.02

(73)专利权人 吴建平

地址 美国明尼苏达州, 麦地那镇, 舒尔物得
小径4435号

审查员 廖怡芳

(72)发明人 吴建平 沈建开

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 王宝筠

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

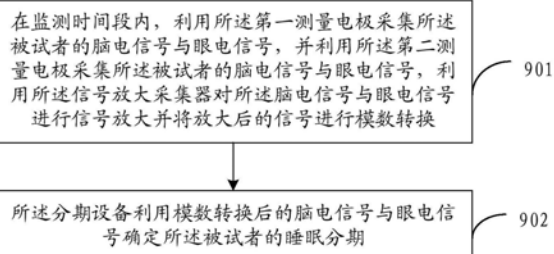
权利要求书4页 说明书15页 附图4页

(54)发明名称

一种睡眠分期方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种睡眠分期方法,该方法应用于一种睡眠分期系统,该系统包括:用于置于被试者额头左侧或左侧颞部无发区的第一测量电极、用于置于被试者额头右侧或右侧颞部无发区的第二测量电极、用于置于被试者左耳周围的第一参考电极、用于置于被试者右耳周围的第二参考电极、放大采集器、以及分期设备;该方法包括:利用第一测量电极和第二测量电极采集被试者的脑电信号与眼电信号,利用信号放大采集器对所述脑电信号与眼电信号进行信号放大并将放大后的信号进行模数转换;分期设备利用模数转换后的脑电信号与眼电信号确定被试者的睡眠分期。



1. 一种睡眠分期方法,其特征在于,所述方法应用于一种睡眠分期系统,所述系统包括:用于置于被试者额头左侧或左侧颞部无发区上的第一测量电极、用于置于被试者额头右侧或右侧颞部无发区上的第二测量电极、用于置于被试者左耳周围的第一参考电极、用于置于被试者右耳周围的第二参考电极、与第一连接线和第二连接线连接的信号放大采集器、以及分期设备,所述第一连接为所述第一测量电极与所述第二参考电极的连接线,所述第二连接为所述第二测量电极与所述第一参考电极的连接线;所述方法包括:

在监测时间段内,利用所述第一测量电极采集所述被试者的脑电信号与眼电信号,并利用所述第二测量电极采集所述被试者的脑电信号与眼电信号,利用所述信号放大采集器对所述脑电信号与眼电信号进行信号放大并将放大后的信号进行模数转换;

所述分期设备利用模数转换后的脑电信号与眼电信号确定所述被试者的睡眠分期;

其中,所述利用模数转换后的脑电信号与眼电信号确定所述被试者的睡眠分期,包括:根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型,所述脑电波类型包括 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波、睡眠纺锤波、K-复合波中的一种或多种,根据模数转换后的眼电信号确定所述被试者在当前屏内的眼动情况;根据所述脑电波类型及所述眼动情况确定所述被试者的睡眠分期;

其中,所述根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型之前,还包括:测量标定频率以及标定幅度,所述标定频率为:在标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的频率,所述标定幅度为:在标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的平均功率幅度;

所述 α 波与所述睡眠纺锤波的确定方式为:

若所述当前屏出现的节律性脑电波的频率大于第一设定阈值、且所述节律性脑电波处于睡眠纺锤波对应的频段,则将所述节律性脑电波定为睡眠纺锤波,所述第一设定阈值为所述标定频率与预设频率值之和;

若所述当前屏出现的节律性脑电波的频率小于或等于所述第一设定阈值、且所述节律性脑电波的功率幅度大于第二设定阈值,则将所述节律性脑电波定为 α 波,所述第二设定阈值为所述标定幅度的第九百分比。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述监测时间段被划分为多个屏且每屏的时间长度相等;所述根据所述脑电波类型及所述眼动情况确定所述被试者的睡眠分期,包括:

若当前屏满足第一条条件,则将当前屏划分为觉醒期;所述第一条条件为: α 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第一百分比;或者,所述第一条条件为:所述被试者在当前屏内的眨眼次数大于设定次数;或者,所述第一条条件为:当前屏的前一屏被划分为觉醒期,且当前屏内 β 波的平均功率幅度大于所述前一屏内 β 波的平均功率幅度的第二百分比;

若当前屏满足第二条条件,则将当前屏划分为S2期;所述第二条条件包括:当前屏不满足所述第一条条件,且在当前屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波,当前屏内 α 波的平均功率幅度小于第一基础值的第三百分比,当前屏内 β 波的平均功率幅度小于第二基础值的第四百分比;

若当前屏满足第三条条件,则将当前屏划分为S3期;所述第三条条件包括:当前屏满足所述第二条条件,且 δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第五百分比;

若当前屏满足第四条条件,则将当前屏划分为S4期;所述第四条条件包括:当前屏满足所述第三条条件, δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第六百分比,所述第六百分比大于

所述第五百分比；

若当前屏满足第五条件，则将当前屏划分为快速眼动睡眠期；所述第五条件包括：当前屏不满足所述第一条件、所述第二条件、所述第三条件、所述第四条件，在当前屏内检测到快速眼动，当前屏内 θ 波的平均功率幅度大于第三基础值的第七百分比，当前屏内 β 波的平均功率幅度大于所述第二基础值的第八百分比；

若当前屏满足第六条件，则将当前屏被划分为S1期；所述第六条件包括：当前屏不满足所述第一条件、所述第二条件、所述第三条件、所述第四条件、所述第五条件；

其中，所述第一基础值为标定期内 α 波的脑电功率，所述第二基础值为标定期内 β 波的脑电功率，所述第三基础值为标定期内 θ 波的脑电功率，所述标定期为所述被试者在准备入睡期间内的设定时间段，所述当前屏为所述标定期以外的时间段。

3. 根据权利要求2所述的方法，其特征在于，所述将当前屏划分为S1期之前，还包括：

在当前屏满足第七条件时，所述第七条件包括：当前屏位于第一屏与第二屏之间，所述第一屏被定为S2期，在所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有检测到睡眠纺锤波或K-复合波，所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有被定为觉醒期、S3期、S4期、快速眼动睡眠期；若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度大于第一设定时长，则将当前屏划分为S1期，若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第一设定时长，且在所述第二屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波，则将当前屏、所述第一屏和所述第二屏都划分为S2期；

在当前屏满足第八条件时，所述第八条件包括：当前屏位于第一屏与第二屏之间，所述第一屏被定为快速眼动睡眠期，所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有检测到快速眼动，所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有被定为觉醒期、S2期、S3期、S4期；若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度大于第二设定时长，则将当前屏划分为S1期，若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第二设定时长，且在所述第二屏内检测到快速眼动，则将当前屏、所述第一屏和所述第二屏都划分为快速眼动睡眠期；

其中，所述第一屏为当前屏前面的屏、且所述第一屏与当前屏相邻或不相邻，所述第二屏为当前屏后面的屏、且所述第二屏与当前屏相邻或不相邻。

4. 根据权利要求1至3任一项所述的方法，其特征在于，所述睡眠分期的处理方式是在线方式或离线方式。

5. 一种睡眠分期系统，其特征在于，包括：用于置于被试者额头左侧或左侧颞部无发区上的第一测量电极、用于置于被试者额头右侧或右侧颞部无发区上的第二测量电极、用于置于被试者左耳周围的第一参考电极、用于置于被试者右耳周围的第二参考电极、与第一连接线和第二连接线连接的信号放大采集器、以及分期设备，所述第一连接为所述第一测量电极与所述第二参考电极的连接线，所述第二连接为所述第二测量电极与所述第一参考电极的连接线；

所述第一测量电极，用于在监测时间段内，采集所述被试者的脑电信号与眼电信号；

所述第二测量电极，用于在监测时间段内，采集所述被试者的脑电信号与眼电信号；

所述信号放大采集器，用于对所述第一测量电极与所述第二测量电极采集的脑电信号与眼电信号进行信号放大并将放大后的信号进行模数转换；

所述分期设备，用于利用所述信号放大采集器输出的脑电信号与眼电信号确定所述被试者的睡眠分期；

其中,所述分期设备,包括:

信号分析单元,用于根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型,所述脑电波类型包括 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波、睡眠纺锤波、K-复合波中的一种或多种,根据模数转换后的眼电信号确定所述被试者在当前屏内的眼动情况;

睡眠分期单元,用于根据所述脑电波类型及所述眼动情况确定所述被试者的睡眠分期;

所述分期设备还包括:

频率幅度确定单元,用于在所述信号分析单元根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型之前,测量标定频率以及标定幅度,所述标定频率为:在标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的频率,所述标定幅度为:在标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的平均功率幅度;

所述信号分析单元确定所述 α 波与所述睡眠纺锤波的方式为:

若所述当前屏出现的节律性脑电波的频率大于第一设定阈值、且所述节律性脑电波处于睡眠纺锤波对应的频段,则将所述节律性脑电波定为睡眠纺锤波,所述第一设定阈值为所述标定频率与预设频率值之和;

若所述当前屏出现的节律性脑电波的频率小于或等于所述第一设定阈值、且所述节律性脑电波的功率幅度大于第二设定阈值,则将所述节律性脑电波定为 α 波,所述第二设定阈值为所述标定幅度的第九百分比。

6. 根据权利要求5所述的系统,其特征在于,所述监测时间段被划分为多个屏且每屏的时间长度相等;所述睡眠分期单元包括:

觉醒期确定子单元,用于若当前屏满足第一条件,则将当前屏划分为觉醒期;所述第一条件为: α 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第一百分比;或者,所述第一条件为:所述被试者在当前屏内的眨眼次数大于设定次数;或者,所述第一条件为:当前屏的前一屏被划分为觉醒期,且当前屏内 β 波的平均功率幅度大于所述前一屏内 β 波的平均功率幅度的第二百分比;

第一S2期确定子单元,用于若当前屏满足第二条件,则将当前屏划分为S2期;所述第二条件包括:当前屏不满足所述第一条件,在当前屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波,当前屏内 α 波的平均功率幅度小于第一基础值的第三百分比,当前屏内 β 波的平均功率幅度小于第二基础值的第四百分比;

S3期确定子单元,用于若当前屏满足第三条件,则将当前屏划分为S3期;所述第三条件包括:当前屏满足所述第二条件, δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第五百分比;

S4期确定子单元,用于若当前屏满足第四条件,则将当前屏划分为S4期;所述第四条件包括:当前屏满足所述第三条件, δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第六百分比,所述第六百分比大于所述第五百分比;

第一快速眼动期确定子单元,用于若当前屏满足第五条件,则将当前屏划分为快速眼动睡眠期;所述第五条件包括:当前屏不满足所述第一条件、所述第二条件、所述第三条件、所述第四条件,在当前屏内检测到快速眼动,当前屏内 θ 波的平均功率幅度大于第三基础值的第七百分比,当前屏内 β 波的平均功率幅度大于所述第二基础值的第八百分比;

S1期确定子单元,用于若当前屏满足第六条件,则将当前屏被划分为S1期;所述第六条件包括:当前屏不满足所述第一条件、所述第二条件、所述第三条件、所述第四条件、所述第五条件;

其中,所述第一基础值为标定期内 α 波的脑电功率,所述第二基础值为标定期内 β 波的脑电功率,所述第三基础值为标定期内 θ 波的脑电功率,所述标定期为所述被试者在准备入睡期间的设定时间段,所述当前屏为所述标定期以外的时间段。

7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述睡眠分期单元还包括:

第二S2期确定子单元,用于在所述将当前屏划分为S1期之前,在当前屏满足第七条件时,所述第七条件包括:当前屏位于第一屏与第二屏之间,所述第一屏被定为S2期,在所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有检测到睡眠纺锤波或K-复合波,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有被定为觉醒期、S3期、S4期、快速眼动睡眠期;若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度大于第一设定时长,则将当前屏划分为S1期,若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第一设定时长,且在所述第二屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波,则将当前屏、所述第一屏和所述第二屏都划分为S2期;

第二快速眼动期确定子单元,用于在所述将当前屏划分为S1期之前,在当前屏满足第八条件时,所述第八条件包括:当前屏位于第一屏与第二屏之间,所述第一屏被定为快速眼动睡眠期,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有检测到快速眼动,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有被定为觉醒期、S2期、S3期、S4期;若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度大于第二设定时长,则将当前屏划分为S1期,若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第二设定时长,且在所述第二屏内检测到快速眼动,则将当前屏、所述第一屏和所述第二屏都划分为快速眼动睡眠期;

其中,所述第一屏为当前屏前面的屏、且所述第一屏与当前屏相邻或不相邻,所述第二屏为当前屏后面的屏、且所述第二屏与当前屏相邻或不相邻。

8. 根据权利要求5至7任一项所述的系统,其特征在于,所述睡眠分期的处理方式是在线方式或离线方式。

一种睡眠分期方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠监测技术领域,尤其涉及一种睡眠分期方法及系统。

背景技术

[0002] 随着社会生活节奏的加快,人们工作压力在不断增加,从而导致睡眠质量的下降。睡眠质量的下降会对人们的身心健康产生负面影响,进而加剧睡眠质量下降,致使一些人进入这样的恶性循环,总之睡眠健康已经成为当今社会不容忽视的问题。睡眠异常的原因、种类很多,医治方案也很复杂,及时、正确的诊断睡眠质量是解决问题的第一步且至关重要。

[0003] 目前临床上普遍根据R&K标准记录脑电图(electroencephalogram,简称EEG)、眼电图(electrooculogram,简称EOG)和肌电图(electromyogram,简称EMG)(参见图1所示的常规睡眠记录的电极位置示意图),以对被试者睡眠质量进行评估。

[0004] 但是,R&K睡眠记录方法有如下不利之处:

[0005] 1、电极至少需要10根,电极安装位置复杂且要求准确,大部分电极安装在头发区,需要用特殊方法粘贴防止夜间脱落影响记录质量;

[0006] 2、需要对从电极采集的数据进行人工分析,人工分析费工、费时,有时还由于分析医师的主观因素影响分析结果的准确性;

[0007] 3、睡眠监测检查必需在医院做,但病房陌生和不舒服的环境、以及电极和记录设备往往会影响被试者的自然睡眠,从而影响诊断结果;

[0008] 4、通常需要专职医护人员彻夜守护,不但占据了有限病床且费用也很高。

发明内容

[0009] 有鉴于此,本发明实施例的主要目的在于提供一种睡眠分期方法及系统,以在进行睡眠质量监测时实现方便监测且监测准确的目的。

[0010] 为实现上述目的,本发明公开了一种睡眠分期方法,所述方法应用于一种睡眠分期系统,所述系统包括:用于置于被试者额头左侧或左侧颞部无发区上的第一测量电极、用于置于被试者额头右侧或右侧颞部无发区上的第二测量电极、用于置于被试者左耳周围的第一参考电极、用于置于被试者右耳周围的第二参考电极、与第一连接线和第二连接线连接的信号放大采集器、以及分期设备,所述第一连接线为所述第一测量电极与所述第二参考电极的连接线,所述第二连接线为所述第二测量电极与所述第一参考电极的连接线;所述方法包括:

[0011] 在监测时间段内,利用所述第一测量电极采集所述被试者的脑电信号与眼电信号,并利用所述第二测量电极采集所述被试者的脑电信号与眼电信号,利用所述信号放大采集器对所述脑电信号与眼电信号进行信号放大并将放大后的信号进行模数转换;

[0012] 所述分期设备利用模数转换后的脑电信号与眼电信号确定所述被试者的睡眠分期。

[0013] 可选地,所述利用模数转换后的脑电信号与眼电信号确定所述被试者的睡眠分期,包括:

[0014] 根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型,所述脑电波类型包括 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波、睡眠纺锤波、K-复合波中的一种或多种,根据模数转换后的眼电信号确定所述被试者在当前屏内的眼动情况;

[0015] 根据所述脑电波类型及所述眼动情况确定所述被试者的睡眠分期。

[0016] 可选地,所述监测时间段被划分为多个屏且每屏的时间长度相等;所述根据所述脑电波类型及所述眼动情况确定所述被试者的睡眠分期,包括:

[0017] 若当前屏满足第一条条件,则将当前屏划分为觉醒期;所述第一条条件为: α 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第一百分比;或者,所述第一条条件为:所述被试者在当前屏内的眨眼次数大于设定次数;或者,所述第一条条件为:当前屏的前一屏被划分为觉醒期,且当前屏内 β 波的平均功率幅度大于所述前一屏内 β 波的平均功率幅度的第二百分比;

[0018] 若当前屏满足第二条条件,则将当前屏划分为S2期;所述第二条条件包括:当前屏不满足所述第一条条件,且在当前屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波,当前屏内 α 波的平均功率幅度小于第一基础值的第三百分比,当前屏内 β 波的平均功率幅度小于第二基础值的第四百分比;

[0019] 若当前屏满足第三条条件,则将当前屏划分为S3期;所述第三条条件包括:当前屏满足所述第二条条件,且 δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第五百分比;

[0020] 若当前屏满足第四条条件,则将当前屏划分为S4期;所述第四条条件包括:当前屏满足所述第三条条件, δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第六百分比,所述第六百分比大于所述第五百分比;

[0021] 若当前屏满足第五条条件,则将当前屏划分为快速眼动睡眠期;所述第五条条件包括:当前屏不满足所述第一条条件、所述第二条条件、所述第三条条件、所述第四条条件,在当前屏内检测到快速眼动,当前屏内 θ 波的平均功率幅度大于第三基础值的第七百分比,当前屏内 β 波的平均功率幅度大于所述第二基础值的第八百分比;

[0022] 若当前屏满足第六条条件,则将当前屏被划分为S1期;所述第六条条件包括:当前屏不满足所述第一条条件、所述第二条条件、所述第三条条件、所述第四条条件、所述第五条条件;

[0023] 其中,所述第一基础值为标定期内 α 波的脑电功率,所述第二基础值为标定期内 β 波的脑电功率,所述第三基础值为标定期内 θ 波的脑电功率,所述标定期为所述被试者在准备入睡期间内的设定时间段,所述当前屏为所述标定期以外的时间段。

[0024] 可选地,所述根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型之前,还包括:

[0025] 测量标定频率以及标定幅度,所述标定频率为:在所述标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的频率,所述标定幅度为:在所述标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的平均功率幅度;

[0026] 所述 α 波与所述睡眠纺锤波的确定方式为:

[0027] 若所述当前屏出现的节律性脑电波的频率大于第一设定阈值、且所述节律性脑电波处于睡眠纺锤波对应的频段,则将所述节律性脑电波定为睡眠纺锤波,所述第一设定阈值为所述标定频率与预设频率值之和;

[0028] 若所述当前屏出现的节律性脑电波的频率小于或等于所述第一设定阈值、且所述节律性脑电波的功率幅度大于第二设定阈值,则将所述节律性脑电波定为 α 波,所述第二设定阈值为所述标定幅度的第九百分比。

[0029] 可选地,所述将当前屏划分为S1期之前,还包括:

[0030] 在当前屏满足第七条件时,所述第七条件包括:当前屏位于第一屏与第二屏之间,所述第一屏被定为S2期,在所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有检测到睡眠纺锤波或K-复合波,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有被定为觉醒期、S3期、S4期、快速眼动睡眠期;若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度大于第一设定时长,则将当前屏划分为S1期,若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第一设定时长,且在所述第二屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波,则将当前屏、所述第一屏和所述第二屏都划分为S2期;

[0031] 在当前屏满足第八条件时,所述第八条件包括:当前屏位于第一屏与第二屏之间,所述第一屏被定为快速眼动睡眠期,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有检测到快速眼动,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有被定为觉醒期、S2期、S3期、S4期;若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度大于第二设定时长,则将当前屏划分为S1期,若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第二设定时长,且在所述第二屏内检测到快速眼动,则将当前屏、所述第一屏和所述第二屏都划分为快速眼动睡眠期;

[0032] 其中,所述第一屏为当前屏前面的屏、且所述第一屏与当前屏相邻或不相邻,所述第二屏为当前屏后面的屏、且所述第二屏与当前屏相邻或不相邻。

[0033] 可选地,所述睡眠分期的处理方式为在线方式或离线方式。

[0034] 本发明实施例还公开了一种睡眠分期系统,包括:用于置于被试者额头左侧或左侧颞部无发区上的第一测量电极、用于置于被试者额头右侧或右侧颞部无发区上的第二测量电极、用于置于被试者左耳周围的第一参考电极、用于置于被试者右耳周围的第二参考电极、与第一连接线和第二连接线连接的信号放大采集器、以及分期设备,所述第一连接线为所述第一测量电极与所述第二参考电极的连接线,所述第二连接线为所述第二测量电极与所述第一参考电极的连接线;

[0035] 所述第一测量电极,用于在监测时间段内,采集所述被试者的脑电信号与眼电信号;

[0036] 所述第二测量电极,用于在监测时间段内,采集所述被试者的脑电信号与眼电信号;

[0037] 所述信号放大采集器,用于对所述第一测量电极与所述第二测量电极采集的脑电信号与眼电信号进行信号放大并将放大后的信号进行模数转换;

[0038] 所述分期设备,用于利用所述信号放大采集器输出的脑电信号与眼电信号确定所述被试者的睡眠分期。

[0039] 可选地,所述分期设备,包括:

[0040] 信号分析单元,用于根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型,所述脑电波类型包括 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波、睡眠纺锤波、K-复合波中的一种或多种,根据模数转换后的眼电信号确定所述被试者在当前屏内的眼动情况;

[0041] 睡眠分期单元,用于根据所述脑电波类型及所述眼动情况确定所述被试者的睡眠

分期。

[0042] 可选地,所述监测时间段被划分为多个屏且每屏的时间长度相等;所述睡眠分期单元包括:

[0043] 觉醒期确定子单元,用于若当前屏满足第一条件,则将当前屏划分为觉醒期;所述第一条件为: α 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第一百分比;或者,所述第一条件为:所述被试者在当前屏内的眨眼次数大于设定次数;或者,所述第一条件为:当前屏的前一屏被划分为觉醒期,且当前屏内 β 波的平均功率幅度大于所述前一屏内 β 波的平均功率幅度的第二百分比;

[0044] 第一S2期确定子单元,用于若当前屏满足第二条件,则将当前屏划分为S2期;所述第二条件包括:当前屏不满足所述第一条件,在当前屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波,当前屏内 α 波的平均功率幅度小于第一基础值的第三百分比,当前屏内 β 波的平均功率幅度小于第二基础值的第四百分比;

[0045] S3期确定子单元,用于若当前屏满足第三条件,则将当前屏划分为S3期;所述第三条件包括:当前屏满足所述第二条件, δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第五百分比;

[0046] S4期确定子单元,用于若当前屏满足第四条件,则将当前屏划分为S4期;所述第四条件包括:当前屏满足所述第三条件, δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第六百分比,所述第六百分比大于所述第五百分比;

[0047] 第一快速眼动期确定子单元,用于若当前屏满足第五条件,则将当前屏划分为快速眼动睡眠期;所述第五条件包括:当前屏不满足所述第一条件、所述第二条件、所述第三条件、所述第四条件,在当前屏内检测到快速眼动,当前屏内 θ 波的平均功率幅度大于第三基础值的第七百分比,当前屏内 β 波的平均功率幅度大于所述第二基础值的第八百分比;

[0048] S1期确定子单元,用于若当前屏满足第六条件,则将当前屏被划分为S1期;所述第六条件包括:当前屏不满足所述第一条件、所述第二条件、所述第三条件、所述第四条件、所述第五条件;

[0049] 其中,所述第一基础值为标定期内 α 波的脑电功率,所述第二基础值为标定期内 β 波的脑电功率,所述第三基础值为标定期内 θ 波的脑电功率,所述标定期为所述被试者在准备入睡期间内的设定时间段,所述当前屏为所述标定期以外的时间段。

[0050] 可选地,所述分期设备还包括:

[0051] 频率幅度确定单元,用于在所述信号分析单元根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型之前,测量标定频率以及标定幅度,所述标定频率为:在所述标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的频率,所述标定幅度为:在所述标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的平均功率幅度;

[0052] 所述信号分析单元确定所述 α 波与所述睡眠纺锤波的方式为:

[0053] 若所述当前屏出现的节律性脑电波的频率大于第一设定阈值、且所述节律性脑电波处于睡眠纺锤波对应的频段,则将所述节律性脑电波定为睡眠纺锤波,所述第一设定阈值为所述标定频率与预设频率值之和;

[0054] 若所述当前屏出现的节律性脑电波的频率小于或等于所述第一设定阈值、且所述节律性脑电波的功率幅度大于第二设定阈值,则将所述节律性脑电波定为 α 波,所述第二设

定阈值为所述标定幅度的第九百分比。

[0055] 可选地,所述睡眠分期单元还包括:

[0056] 第二S2期确定子单元,用于在所述将当前屏划分为S1期之前,在当前屏满足第七条件时,所述第七条件包括:当前屏位于第一屏与第二屏之间,所述第一屏被定为S2期,在所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有检测到睡眠纺锤波或K-复合波,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有被定为觉醒期、S3期、S4期、快速眼动睡眠期;若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度大于第一设定时长,则将当前屏划分为S1期,若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第一设定时长,且在所述第二屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波,则将当前屏、所述第一屏和所述第二屏都划分为S2期;

[0057] 第二快速眼动期确定子单元,用于在所述将当前屏划分为S1期之前,在当前屏满足第八条件时,所述第八条件包括:当前屏位于第一屏与第二屏之间,所述第一屏被定为快速眼动睡眠期,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有检测到快速眼动,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有被定为觉醒期、S2期、S3期、S4期;若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度大于第二设定时长,则将当前屏划分为S1期,若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第二设定时长,且在所述第二屏内检测到快速眼动,则将当前屏、所述第一屏和所述第二屏都划分为快速眼动睡眠期;

[0058] 其中,所述第一屏为当前屏前面的屏、且所述第一屏与当前屏相邻或不相邻,所述第二屏为当前屏后面的屏、且所述第二屏与当前屏相邻或不相邻。

[0059] 可选地,所述睡眠分期的处理方式在线方式或离线方式。

[0060] 本发明实施例提供的睡眠分期方法及系统,通过减少睡眠记录电极导联的数目且优化电极的位置,显著地简化了睡眠监测的操作方法,从而使得现有睡眠监测方法中很复杂的需要专业医护人员承担的工作,可以由病患在自己家中自行完成,实现了睡眠监测的方便性,此外,睡眠分期由分期设备自动分析,实现了睡眠分期的准确性及快速性。

附图说明

[0061] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0062] 图1为本发明现有技术中常规睡眠记录的电极位置示意图;

[0063] 图2为本发明现有技术中脑电图特征波示意图;

[0064] 图3为本发明实施例电极位置示意图之一;

[0065] 图4为本发明实施例电极位置示意图之二;

[0066] 图5为本发明实施例电极位置及信号放大采集器连接示意图之一;

[0067] 图6为本发明实施例电极位置及信号放大采集器连接示意图之二;

[0068] 图7为本发明实施例信号放大采集器与存储器的连接示意图之一;

[0069] 图8为本发明实施例信号放大采集器与存储器的连接示意图之二;

[0070] 图9为本发明实施例睡眠分期方法的流程示意图;

[0071] 图10为本发明实施例睡眠分期系统的组成示意图。

具体实施方式

[0072] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0073] 本发明实施例的最终目的是实现睡眠分期,所以,在介绍本发明实施例前,首先对睡眠分期种类进行介绍。

[0074] 具体地,R&K通常将整夜睡眠记录划分以30秒钟为单位的屏(Epoch),即30秒=1屏。然后,对于每屏,根据所记录的脑电图特征波(参见图2所示的脑电图特征波示意图)、眼电图和肌电图特征将睡眠分为:觉醒期(Waking)、非快速眼动睡眠期(non-rapid eye movement,简称NREM)和快速眼动睡眠期(rapid eye movement,简称REM)。其中非快速眼动睡眠期NREM又可分为S1期、S2期、S3期、S4期。R&K睡眠分期规则简述如下:

[0075] 1、觉醒期Waking,人的大脑处于完全清醒状态,脑电波以Alpha波(α ,8—13Hz)或 β 波(β ,14—30Hz)为主。 α 或者低幅度混合(2—7Hz)脑波出现时间占其所在屏屏长的50%(即15秒)以上。

[0076] 2、睡眠S1期,脑电波以Theta(θ ,4—7Hz)波为主,不出现睡眠纺锤波或K综合波,实际上是由完全清醒至睡眠之间的过渡阶段,对外界刺激的反应减弱,精神活动进入飘浮境界,思维和现实脱节。 α 脑波出现时间占其所在屏屏长的50%(即15秒)以内, θ 波增加,眼球慢速转动。

[0077] 3、睡眠S2期,出现睡眠纺锤波(11—14Hz)与K—复合波(又称K综合波、三相位复合波,幅度 ≥ 75 微伏),Delta(δ ,0.5—4Hz)脑波出现时间占其所在屏屏长的20%以内,实际上人已经进入了真正的睡眠,属于浅睡。每个睡眠纺锤波或每个K—复合波的持续时间大于0.5秒, δ 脑波(幅度 ≥ 75 微伏)出现时间占其所在屏屏长的20%(即6秒)以内。

[0078] 4、睡眠S3期,为中等深度睡眠期, δ 脑波(幅度 ≥ 75 微伏)出现时间占其所在屏屏长的20%~50%(即6—15秒)。

[0079] 5、睡眠S4期,属于深睡眠期,不易被唤醒, δ 脑波(幅度 ≥ 75 微伏)出现时间占其所在屏屏长的50%(即15秒)以内。

[0080] 6、快速眼动睡眠期REM,出现混合频率的去同步化的低波幅脑电波(2—7Hz),间隙性眼球快速运动,最低肌电幅度。面部及四肢肌肉有很多次发作性的小抽动,有时或出现嘴唇的吸吮动作,喉部发出短促声音,手足徐动,内脏活动高度不稳定,呼吸不规则,心率经常变动,胃酸分泌增加,有时阴茎勃起,脑各个部分的血流量都比醒觉时明显增加;而以间脑和脑干最为明显,大脑则以海马及前联合一带增加较多,脑耗氧量也比醒觉时明显增加。

[0081] 近年来,美国睡眠协会标准提出了新的睡眠评估标准AASM,将R&K的非快速眼动睡眠3、4期合并为第3期,其它与R&K没有显著区别。表1为AASM睡眠分期和R&K睡眠分期对照表。

[0082] 表1

[0083]

R&K 睡眠分期	W	S1	S2	S3	S4	REM
AASM 睡眠分期	W	N1	N2	N3		REM

[0084] 本发明实施例提供的睡眠分期系统包括睡眠监测装置和分期设备,利用睡眠监测装置,被试者可以自己或在家人的帮助下,在自己家中进行睡眠记录(当然也可以在医疗机构进行),然后将数据储存设备(光盘等)中的记录数据通过互联网传送到医院或服务单位的分期设备或是通过数据线直接传送到身边的分期设备(所述分期设备可以是计算机),由分期设备自动对被试者的睡眠进行分析并给出诊断结果。对比常规R&K方法,本发明实施例具有以下有益效果:

[0085] 1.步骤简化,操作简单,对电极安装位置没有很严格的要求,且电极安装位置都是在没有头发的地方,因而用一般医用胶布即可粘贴;

[0086] 2.数据由计算机自动分析,分析所花费的时间较短(少于3分钟,人工分析一般需要30分钟以上),因此,分析过程快捷且没有人为误差和偏见;

[0087] 3.被试者可在家自然睡眠,不受医院环境的影响;

[0088] 4.可节省有限的病床资源,减轻医务人员的工作和被试者的经济负担,也可缩短被试者在医院的排期等待时间,从而可得到及时的诊断和治疗。

[0089] 本发明实施例提供的睡眠分期系统包括睡眠监测装置和分期设备,其中,所述睡眠监测装置包括:电极和信号放大采集器。首先,通过电极获取脑电信号和眼电信号,然后,电极将获取的信号传送给信号放大采集器进行信号放大、且将放大后的信号进行模数转换,最后,信号放大采集器将模数转换后的数字信号传输给所述分期设备进行实时或离线处理。可选的,当所述睡眠监测装置还包括存储器时,信号放大采集器还可以将模数转换后的数字信号传输到独立存储器存储(也可以是云存储或云计算),以便分期设备对存储器中存储的信号进行实时或离线处理。其中,所述分期设备是具有自动进行睡眠分期功能的设备,其可以为计算机或具有计算功能的设备如云计算等。

[0090] 为便于比较,将现有进行睡眠监测记录时的电极位置与本发明实施例进行睡眠监测记录时的电极位置进行比较。参见图3所示的电极位置示意图之一和图4所示的电极位置示意图之二。

[0091] 现有常规睡眠监测装置的电极位置(参见图3和图4):

[0092] 脑电电极:9、10、11、12(图4),分别对应于C3、C4、O1、O2(图3);

[0093] 肌电电极:5、6(图4);

[0094] 眼电电极:3、4(图4);

[0095] 参考电极:7、8(图4),分别对应于A1、A2(图3)。

[0096] 本发明实施例睡眠监测装置的电极位置:

[0097] 测量电极:1、2(图4);

[0098] 参考电极:7、8(图4),分别对应于A1、A2(图3)。

[0099] 可见,本发明实施例睡眠监测装置具有以下优点:

[0100] 1、电极少;

[0101] 2、电极位置都在没有头发的地方,而且对电极位置的精确度要求不高,因此粘贴非常方便,被试者家属或其他非专业人员,甚至被试者自己就可以操作。

[0102] 在实际使用时,按照下述方式将电极置于头部:

[0103] 参见图5,为本发明实施例提供的电极位置及信号放大采集器连接示意图之一,图中FP1(对应图4中的1)和FP2(对应图4中的2)为测量电极,A1(对应图4中的7)和A2为参考电

极(对应图4中的8),电极粘贴好后与信号放大采集器连接。参见图6,为本发明实施例提供的电极位置及信号放大采集器连接示意图之二,粘贴好的电极用头带压住,美观又可以防止脱落;电极也可以和头带做在一起,在使用之前,在电极上加上导电膏后直接将带有电极的头带系在头部。

[0104] 电极由导线连接到信号放大采集器,信号放大采集器包括模拟信号放大器和模/数转换器。信号经过数字化以后,以有线方式被传到存储器暂时存储(参见图7所示的信号放大采集器与存储器的连接示意图之一),或者以无线方式发送到独立存储器或是云存储器(参见图8所示的信号放大采集器与存储器的连接示意图之二),比如通过蓝牙(无线)信号发送—接收器传输蓝牙(无线)信号。信号放大采集器或存储器也可以以有线或无线的方式连接到分期设备进行分析。

[0105] 所述分期设备用于对采集的电生理信号进行自动分析,即自动进行睡眠分期并产生诊断报告。从时间上来讲可以采用实时在线分析和离线分析,实时在线分析就是在采集信号的同时用嵌入式软件对采集的信号进行即时睡眠分期分析并给出分析结果,离线分析指将采集到的信号暂时保存到存储器,待记录完成后将数字式信号输入到分期设备进行睡眠分期分析并给出分析结果。可见,所述睡眠分期的处理方式为在线方式或离线方式。

[0106] 综上,本发明实施例提供的睡眠分期系统,包括:用于置于被试者额头左侧或左侧颞部无发区上的第一测量电极FP1、用于置于被试者额头右侧或右侧颞部无发区上的第二测量电极FP2、用于置于被试者左耳周围的第一参考电极A1、用于置于被试者右耳周围的第二参考电极A2、与第一连接线和第二连接线连接的信号放大采集器以及分期设备,所述第一连接线为所述第一测量电极FP1与所述第二参考电极A2的连接线,所述第二连接线为所述第二测量电极FP2与所述第一参考电极A1的连接线。

[0107] 参见图9,为本发明实施例提供的睡眠分期方法的流程示意图,该方法应用于上述睡眠分期系统,该方法包括:

[0108] 步骤901:在监测时间段内,利用所述第一测量电极FP1采集所述被试者的脑电信号与眼电信号,并利用所述第二测量电极FP2采集所述被试者的脑电信号与眼电信号,利用所述信号放大采集器对所述脑电信号与眼电信号进行信号放大并将放大后的信号进行模数转换。其中,所述监测时间段被划分为多个屏且每屏的时间长度相等。

[0109] 步骤902:所述分期设备利用模数转换后的脑电信号与眼电信号确定所述被试者的睡眠分期。

[0110] 为了实现睡眠分期,本发明实施例将整个监测时间段(所述监测时间段可以为整夜或是一个设定时长)划分为多个屏且每屏的时间长度相等,例如,1屏=30秒,然后根据采集的信号确定每屏所属的睡眠分期。

[0111] 首先,将每屏分成若干(如,10)个分屏,脑电分析(比如特征波的提取等)以分屏为单位。

[0112] 然后,对当前屏的每个分屏内的脑电信号及眼电信号做如下处理:

[0113] a、信号预处理:将经模数转换后的数字信号进行信号滤波。

[0114] b、功率谱分析:

[0115] 计算脑电功率谱,即计算表2中各频段的平均功率幅度,具体地,将每个频段总功率除以该频段长度作为该频段的平均功率幅度。比如:对于 α 波频段,假设采样频率为

100HZ,则1分屏(3秒)的采样点个数为300,计算这300个点信号的功率谱,再计算 α 频段的总功率(即各点功率之和 P_{α}),并确定 α 频段的长度(即点数, N_{α}), P_{α}/N_{α} 即为 α 频段的平均功率幅度。

[0116] 另外,还需要计算各个频段(α 、 β 、 θ)的平均功率幅度相对觉醒期基础值的大小、以及各频段的平均功率幅度相对前一屏的大小(具体参见后续的睡眠分期方法)。

[0117] c、特征波的识别:对 δ 、 θ 、 α 、 β 、睡眠纺锤波段或K-复合波进行识别,并测量每个特征波的时间长度。

[0118] 此外,还要监测眼动情况。

[0119] 表2

[0120]

频率段	频率下限 (Hz)	频率上限 (Hz)
δ	0.5	4
θ	4	7
α	8	13
β	14	30

[0121] 最后,根据特征波存在与否、脑电各频段的平均功率幅度以及其平均功率幅度与其他频段平均功率幅度的相对大小(例如 δ 频段平均功率幅度/ θ 频段平均功率幅度,将各屏进行分期。

[0122] 需要说明的是,为了适合非专业人员的操作,本发明实施例对电极位置精确度要求不是很高,但这样一来,每个被试者,即使同一个被试者不同时间测试时的电极位置都不能保证一样,因而特征波的幅度就会不一致,再加上被试者的个体差异,在识别各特征波时,很难给出一个固定的标准。因此,本发明实施例基于同一个被试者在同一次(晚上)记录中,其特征波的频率和幅度是相对稳定的,而且被试者在关灯后不久应该是处于觉醒状态,本发明实施例定义一个标定期,将标定期内采集的脑电信号作为基准,用来确定标定期后各屏的分期。标定期的定义如下:

[0123] 要求每次睡眠记录从觉醒开始(以关灯为准),在关灯后要求(用语言或其他方式提示)被试者保持安静,闭眼3—5分钟(当然,也可以是其它时间长度,以下将此时间段称标定期),即,所述标定期为被试者在准备入睡期间内的设定时间段。

[0124] 下面按照下述方式实现步骤902(实现睡眠分期)。

[0125] 首先,根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型,所述脑电波类型包括 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波、睡眠纺锤波、K-复合波中的一种或多种,根据模数转换后的眼电信号确定所述被试者在当前屏内的眼动情况。

[0126] 然后,根据所述脑电波类型及所述眼动情况确定所述被试者的睡眠分期,具体实现方式如下:

[0127] 分期方式分为以下6中情况(当前屏=30秒,所述当前屏为所述标定期以外的时间段)。

[0128] 1、若当前屏满足第一条条件,则将当前屏划分为觉醒期Waking。

[0129] 所述第一条条件为: α 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第一百分比,即,在当前屏内,所有测到的 α 波的时间长度之和大于当前屏屏长的第一百分比,具体地,所述

第一百分比可以为50% (15秒)。

[0130] 或者,所述第一条件为:所述被试者在当前屏内的眨眼次数大于设定次数;具体地,所述设定次数为10。

[0131] 或者,所述第一条件为:当前屏的前一屏被划分为觉醒期,且当前屏内 β 波(β 波所在频段参见表2)的平均功率幅度大于所述前一屏内 β 波的平均功率幅度的第二百分比,具体地,第二百分比可以为90%。

[0132] 需要说明的是,当前屏内 β 波的平均功率幅度,是将当前屏各个分屏的 β 波平均功率幅度做平均得到的。

[0133] 2、若当前屏满足第二条件,则将当前屏划分为非快速眼动睡眠期NREM的S2期。所述第二条件包括:

[0134] 当前屏不满足所述第一条件(即已经确认不是觉醒期W);

[0135] 在当前屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波;

[0136] 当前屏内 α 波的平均功率幅度小于第一基础值的第三百分比,当前屏内 β 波的平均功率幅度小于第二基础值的第四百分比。具体地,所述第三百分比和所述第四百分比均为85%。

[0137] 其中,所述第一基础值为标定期内 α 波(α 波所在频段参见表2)的脑电功率(平均能量或均方根值),所述第二基础值为标定期内 β 波(β 波所在频段参见表2)的脑电功率(平均能量或均方根值)。

[0138] 需要说明的是,当前屏内 α 波的平均功率幅度,是将当前屏各个分屏的 α 波平均功率幅度做平均得到的;当前屏内 β 波的平均功率幅度,是将当前屏各个分屏的 β 波平均功率幅度做平均得到的。

[0139] 3、若当前屏满足第三条件,则将当前屏划分为非快速眼动睡眠期NREM的S3期。所述第三条件包括:

[0140] 当前屏满足所述第二条件(即已经确认是S2期);

[0141] δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第五百分比,即,在当前屏内,所有测到的 δ 波的时间长度之和大于当前屏屏长的第五百分比,具体地,所述第五百分比可以为20% (6秒)。

[0142] 4、若当前屏满足第四条件,则将当前屏划分为非快速眼动睡眠期NREM的S4期;所述第四条件包括:

[0143] 当前屏满足所述第三条件(即已经确认是S3期);

[0144] δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第六百分比,所述第六百分比大于所述第五百分比。即,在当前屏内,所有测到的 δ 波的时间长度之和大于当前屏屏长的第六百分比,具体地,所述第六百分比可以为50% (15秒)。

[0145] 5、若当前屏满足第五条件,则将当前屏划分为快速眼动睡眠期REM。所述第五条件包括:

[0146] 当前屏不满足所述第一条件、所述第二条件、所述第三条件、所述第四条件(即已经确认不是W, S2, S3或S4期);

[0147] 在当前屏内检测到快速眼动;

[0148] 当前屏内 θ 波的平均功率幅度大于第三基础值的第七百分比,当前屏内 β 波的平均

功率幅度大于所述第二基础值的第八百分比。具体地,所述第七百分比为110%,所述第八百分比均为90%。

[0149] 其中,所述第三基础值为标定期内 θ 波(θ 波所在频段参见表2)的脑电功率(平均能量或均方根值),所述第二基础值为标定期内 β 波(β 波所在频段参见表2)的脑电功率(平均能量或均方根值)。

[0150] 需要说明的是,当前屏内 θ 波的平均功率幅度,是将当前屏各个分屏的 θ 波平均功率幅度做平均得到的;当前屏内 β 波的平均功率幅度,是将当前屏各个分屏的 β 波平均功率幅度做平均得到的。

[0151] 6、若当前屏满足第六条件,则将当前屏被划分为S1期。

[0152] 所述第六条件为:当前屏不满足所述第一条件、所述第二条件、所述第三条件、所述第四条件、所述第五条件(即已经确认不是W,S2,S3,S4或REM期)。

[0153] 在上述分期方式中,是根据各脑电波所在的频率段确定脑电波的类型(参见表2),但是,区分 α 波和睡眠纺锤波(睡眠分期中最为关键的两种特征脑电波),尤其是用频谱分析时一直是个难点,原因之一是, α 波在人群中的分布频段为8—13Hz,睡眠纺锤波在人群中的分布频段为11—14Hz,它们在频率上有重叠。对此,本发明实施例采用下述方法区分 α 波和睡眠纺锤波:

[0154] 将标定期出现在 α 波频段的节律性脑电波被定为 α 波。测量标定频率(F_a)以及标定幅度(A_a),所述标定频率为:在所述标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的频率,所述标定幅度为:在所述标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的平均功率幅度。利用标定频率(F_a)以及标定幅度(A_a)来区分 α 波和睡眠纺锤波,具体地,若当前屏出现的节律性脑电波的频率大于第一设定阈值、且所述节律性脑电波处于睡眠纺锤波对应的频段,则将所述节律性脑电波定为睡眠纺锤波,所述第一设定阈值为所述标定频率 F_a 与预设频率值(可以为1Hz)之和;若当前屏出现的节律性脑电波的频率小于或等于所述第一设定阈值、且所述节律性脑电波的功率幅度 A_a 大于第二设定阈值,则将所述节律性脑电波定为 α 波,所述第二设定阈值为所述标定幅度的第九百分比(可以为30%)。也就是说,在标定期以后出现的频率高于(F_a+1)Hz、且在睡眠纺锤波段的节律性脑电波,则被定为睡眠纺锤波;在标定期以后出现的频率小于或等于(F_a+1)Hz、且其幅度大于 A_a 的30%的节律性脑电波,则被确认为 α 波。

[0155] 进一步地,为了更加准确的进行睡眠分期,本发明实施例还设定了3分钟原则(当然也可以是其它时间原则),主要用于在将当前屏划分为S1期之前、在不满足S1外的其它期之后,进一步确定当前屏是否满足下述S2期和REM期的确定条件:

[0156] 1、S2期:对于某屏(E1)以及E1之后的某屏(E2),E1与E2之间有一个或多个屏。如果E1被定为S2期,在E1和E2之间(不包括E1和E2)的屏中没有检测到睡眠纺锤波段或K—复合波,在E1和E2之间(不包括E1和E2)的屏也没有被定为觉醒期、S3期、S4期或REM期。则:

[0157] 如果E2与E1之间的时间长度小于或等于3分钟,而且E2有睡眠纺锤波段或K—复合波出现,则所有在E1和E2(包括E1和E2)之间的屏都被定为S2期。如果E2与E1之间的时间长度大于3分钟,则所有在E1和E2之间的屏被定位S1期。

[0158] 基于上述内容,在当前屏满足第七条件时,所述第七条件包括:当前屏位于第一屏E1与第二屏E2之间,所述第一屏E1被定为S2期,在所述第一屏E1与所述第二屏E2之间的屏没有检测到睡眠纺锤波或K—复合波,所述第一屏E1与所述第二屏E2之间的屏没有被定为

觉醒期、S3期、S4期、快速眼动睡眠期REM；若所述第一屏E1与所述第二屏E2之间的时间长度大于第一设定时长（比如3分钟）则将当前屏（不包括第一屏E1和第二屏E2）都划分为S1期，若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第一设定时长（比如3分钟），而且在所述第二屏E2有睡眠纺锤波段或K-复合波出现，则将当前屏、所述第一屏E1和所述第二屏E2都划分为S2期。

[0159] 2、REM期：对于某屏（E1）以及E1之后的某屏（E2），E1与E2之间有一个或多个屏。如果E1被定为REM期，在E1和E2之间（不包括E1和E2）的屏没有检测到有快速眼动出现，在E1和E2之间（不包括E1和E2）的屏也没有被定为觉醒期、S2期、S3期、S4期。则：

[0160] 如果E2与E1之间的时间长度小于或等于3分钟，而且E2有快速眼动出现，则所有在E1和E2（包括E1和E2）之间的屏都被定为期。如果E2与E1之间的时间长度大于3分钟，则所有在E1和E2之间的屏被定位S1期。

[0161] 基于上述内容，在当前屏满足第八条件时，所述第八条件包括：当前屏位于第一屏E1与第二屏E2之间，所述第一屏E1被定为快速眼动睡眠期，所述第一屏E1与所述第二屏E2之间的屏没有检测到快速眼动，所述第一屏E1与所述第二屏E2之间的屏没有被定为觉醒期、S2期、S3期、S4期；若所述第一屏E1与所述第二屏E2之间的时间长度大于第二设定时长，则将当前屏（不包括第一屏E1和第二屏E2）划分为S1期，若所述第一屏E1与所述第二屏E2之间的时间长度小于或等于所述第二设定时长，而且在所述第二屏E2有快速眼动出现，则将当前屏、所述第一屏E1和所述第二屏E2划分为快速眼动睡眠期。

[0162] 其中，所述第一屏E1为当前屏前面的屏、且所述第一屏E1与当前屏相邻或不相邻，所述第二屏E2为当前屏后面的屏、且所述第二屏E2与当前屏相邻或不相邻。

[0163] 本发明实施例提供的睡眠分期方法，通过减少睡眠记录电极导联的数目且优化电极的位置，显著地简化了睡眠监测的操作方法，从而使得现有睡眠监测方法中很复杂的需要专业医护人员承担的工作，可以由病患在自己家中自行完成，实现了睡眠监测的方便性，此外，睡眠分期由分期设备自动分析，实现了睡眠分期的准确性及快速性。

[0164] 参见图10，为本发明实施例提供的睡眠分期系统的组成示意图。该系统包括：用于置于被试者额头左侧或左侧颞部无发区上的第一测量电极1001、用于置于被试者额头右侧或右侧颞部无发区上的第二测量电极1002、用于置于被试者左耳周围的第一参考电极1003、用于置于被试者右耳周围的第二参考电极1004、与第一连接线和第二连接线连接的信号放大采集器1005以及分期设备1006，所述第一连接为所述第一测量电极1001与所述第二参考电极1004的连接线，所述第二连接为所述第二测量电极1002与所述第一参考电极1003的连接线；

[0165] 所述第一测量电极1001，用于在监测时间段内，采集所述被试者的脑电信号与眼电信号；

[0166] 所述第二测量电极1002，用于在监测时间段内，采集所述被试者的脑电信号与眼电信号

[0167] 所述信号放大采集器1005，用于对所述第一测量电极与所述第二测量电极采集的脑电信号与眼电信号进行信号放大并将放大后的信号进行模数转换；

[0168] 所述分期设备1006，用于利用所述信号放大采集器输出的脑电信号与眼电信号确定所述被试者的睡眠分期。

[0169] 在本发明实施例中,所述分期设备1006,包括:

[0170] 信号分析单元,用于根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型,所述脑电波类型包括 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波、睡眠纺锤波、K-复合波中的一种或多种,根据模数转换后的眼电信号确定所述被试者在当前屏内的眼动情况;

[0171] 睡眠分期单元,用于根据所述脑电波类型及所述眼动情况确定所述被试者的睡眠分期。

[0172] 在本发明实施例中,所述监测时间段被划分为多个屏且每屏的时间长度相等;所述睡眠分期单元包括:

[0173] 觉醒期确定子单元,用于若当前屏满足第一条条件,则将当前屏划分为觉醒期;所述第一条条件为: α 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第一百分比;或者,所述第一条条件为:所述被试者在当前屏内的眨眼次数大于设定次数;或者,所述第一条条件为:当前屏的前一屏被划分为觉醒期,且当前屏内 β 波的平均功率幅度大于所述前一屏内 β 波的平均功率幅度的第二百分比;

[0174] 第一S2期确定子单元,用于若当前屏满足第二条条件,则将当前屏划分为S2期;所述第二条条件包括:当前屏不满足所述第一条条件,在当前屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波,当前屏内 α 波的平均功率幅度小于第一基础值的第三百分比,当前屏内 β 波的平均功率幅度小于第二基础值的第四百分比;

[0175] S3期确定子单元,用于若当前屏满足第三条条件,则将当前屏划分为S3期;所述第三条条件包括:当前屏满足所述第二条条件, δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第五百分比;

[0176] S4期确定子单元,用于若当前屏满足第四条条件,则将当前屏划分为S4期;所述第四条条件包括:当前屏满足所述第三条条件, δ 波在当前屏内的出现时间大于当前屏屏长的第六百分比,所述第六百分比大于所述第五百分比;

[0177] 第一快速眼动期确定子单元,用于若当前屏满足第五条条件,则将当前屏划分为快速眼动睡眠期;所述第五条条件包括:当前屏不满足所述第一条条件、所述第二条条件、所述第三条条件、所述第四条条件,在当前屏内检测到快速眼动,当前屏内 θ 波的平均功率幅度大于第三基础值的第七百分比,当前屏内 β 波的平均功率幅度大于所述第二基础值的第八百分比;

[0178] S1期确定子单元,用于若当前屏满足第六条条件,则将当前屏被划分为S1期;所述第六条条件包括:当前屏不满足所述第一条条件、所述第二条条件、所述第三条条件、所述第四条条件、所述第五条条件;

[0179] 其中,所述第一基础值为标定期内 α 波的脑电功率,所述第二基础值为标定期内 β 波的脑电功率,所述第三基础值为标定期内 θ 波的脑电功率,所述标定期为所述被试者在准备入睡期间内的设定时间段,所述当前屏为所述标定期以外的时间段。

[0180] 在本发明实施例中,所述分期设备1006还包括:

[0181] 频率幅度确定单元,用于在所述信号分析单元根据模数转换后的脑电信号确定当前屏内出现的脑电波类型之前,测量标定频率以及标定幅度,所述标定频率为:在所述标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的频率,所述标定幅度为:在所述标定期内出现在 α 波频段的节律性脑电波的平均功率幅度;

[0182] 所述信号分析单元确定所述 α 波与所述睡眠纺锤波的方式为:

[0183] 若所述当前屏出现的节律性脑电波的频率大于第一设定阈值、且所述节律性脑电波处于睡眠纺锤波对应的频段,则将所述节律性脑电波定为睡眠纺锤波,所述第一设定阈值为所述标定频率与预设频率值之和;

[0184] 若所述当前屏出现的节律性脑电波的频率小于或等于所述第一设定阈值、且所述节律性脑电波的功率幅度大于第二设定阈值,则将所述节律性脑电波定为 α 波,所述第二设定阈值为所述标定幅度的第九百分比。

[0185] 在本发明实施例中,所述睡眠分期单元还包括:

[0186] 第二S2期确定子单元,用于在所述将当前屏划分为S1期之前,在当前屏满足第七条件时,所述第七条件包括:当前屏位于第一屏与第二屏之间,所述第一屏被定为S2期,在所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有检测到睡眠纺锤波或K-复合波,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有被定为觉醒期、S3期、S4期、快速眼动睡眠期;若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度大于第一设定时长,则将当前屏划分为S1期,若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第一设定时长,且在所述第二屏内检测到睡眠纺锤波或K-复合波,则将当前屏、所述第一屏和所述第二屏都划分为S2期;

[0187] 第二眼动期确定子单元,用于在所述将当前屏划分为S1期之前,在当前屏满足第八条件时,所述第八条件包括:当前屏位于第一屏与第二屏之间,所述第一屏被定为快速眼动睡眠期,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有检测到快速眼动,所述第一屏与所述第二屏之间的屏没有被定为觉醒期、S2期、S3期、S4期;若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度大于第二设定时长,则将当前屏划分为S1期,若所述第一屏与所述第二屏之间的时间长度小于或等于所述第二设定时长,且在所述第二屏内检测到快速眼动,则将当前屏、所述第一屏和所述第二屏都划分为快速眼动睡眠期;

[0188] 其中,所述第一屏为当前屏前面的屏、且所述第一屏与当前屏相邻或不相邻,所述第二屏为当前屏后面的屏、且所述第二屏与当前屏相邻或不相邻。

[0189] 在本发明实施例中,所述睡眠分期的处理方式为在线方式或离线方式。

[0190] 本发明实施例提供的睡眠分期系统,通过减少睡眠记录电极导联的数目且优化电极的位置,显著地简化了睡眠监测的操作方法,从而使得现有睡眠监测方法中很复杂的需要专业医护人员承担的工作,可以由病患在自己家中自行完成,实现了睡眠监测的方便性,此外,睡眠分期由分期设备自动分析,实现了睡眠分期的准确性及快速性。

[0191] 通过以上的实施方式的描述可知,本领域的技术人员可以清楚地了解到上述实施例方法中的全部或部分步骤可借助软件加必需的通用硬件平台的方式来实现。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品可以存储在存储介质中,如ROM/RAM、磁碟、光盘等,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者诸如媒体网关等网络通信设备,等等)执行本发明各个实施例或者实施例的某些部分所述的方法。

[0192] 需要说明的是,对于实施例公开的系统而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0193] 还需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵

盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0194] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

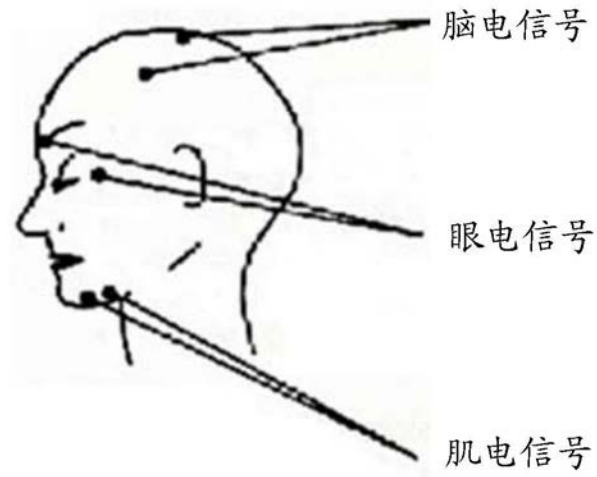


图1

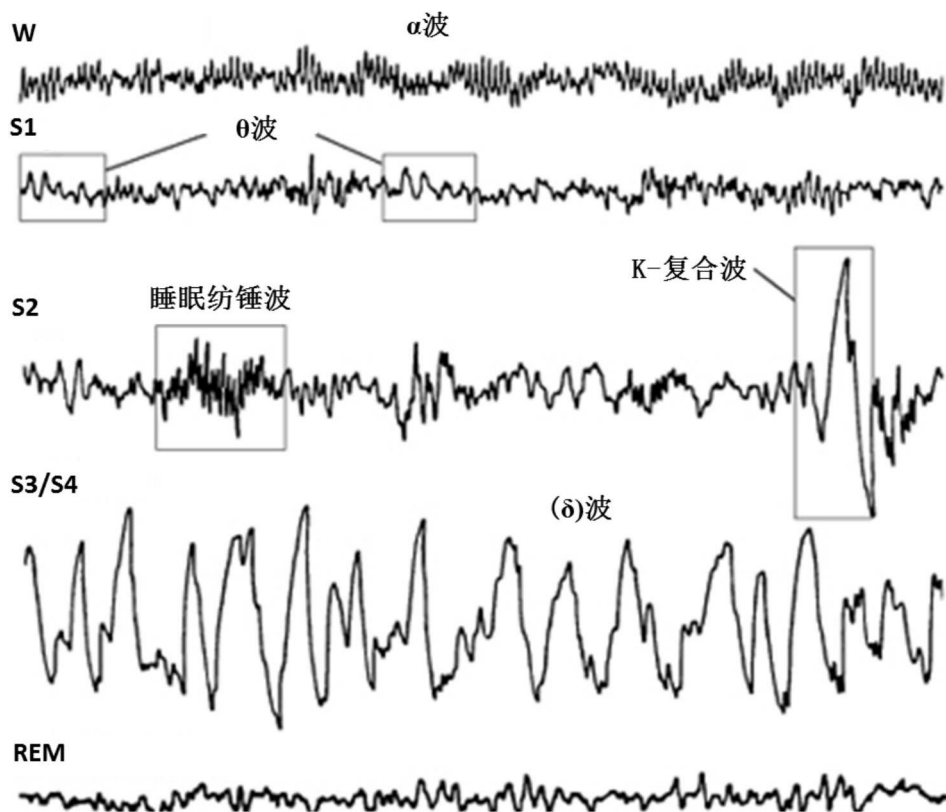


图2

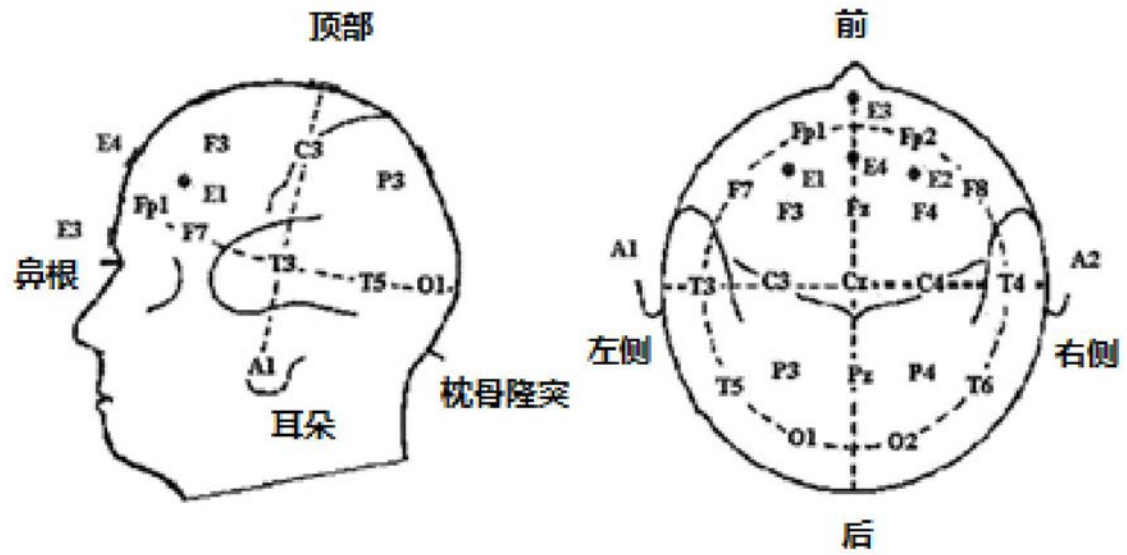


图3

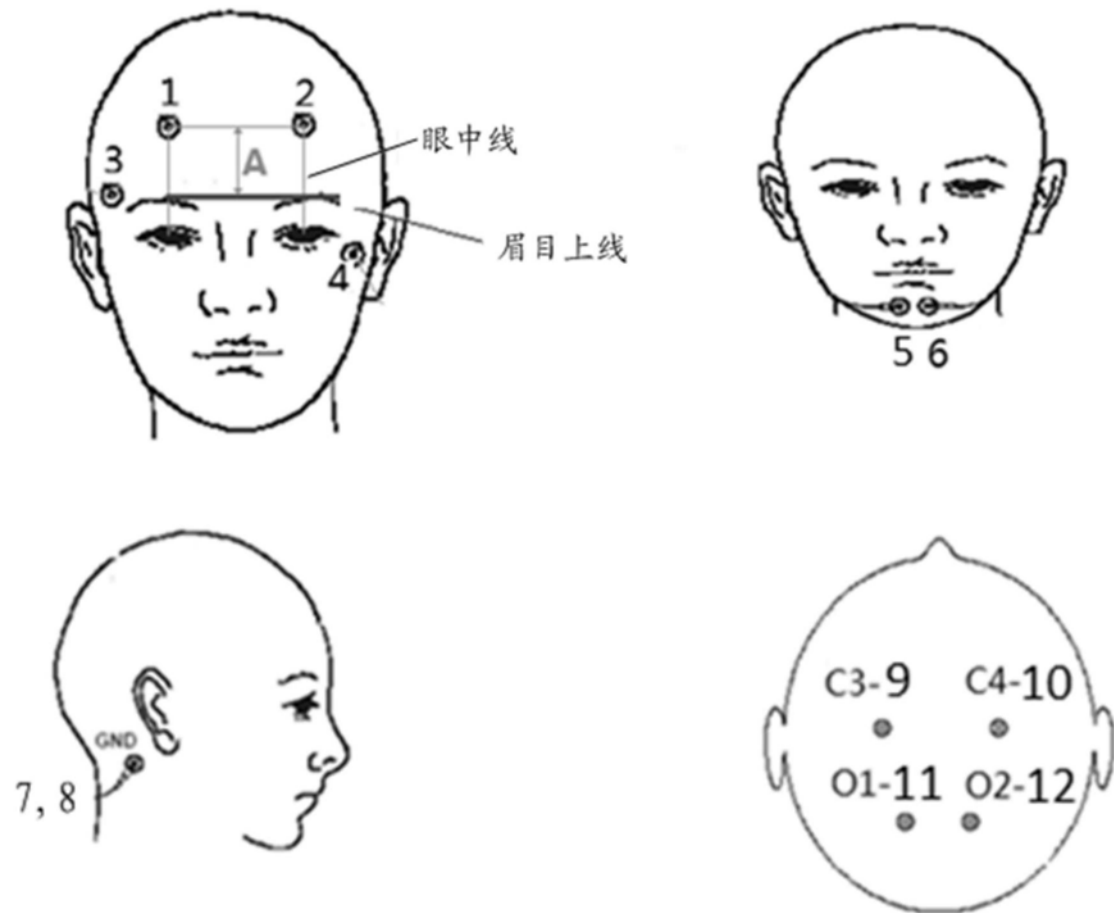


图4

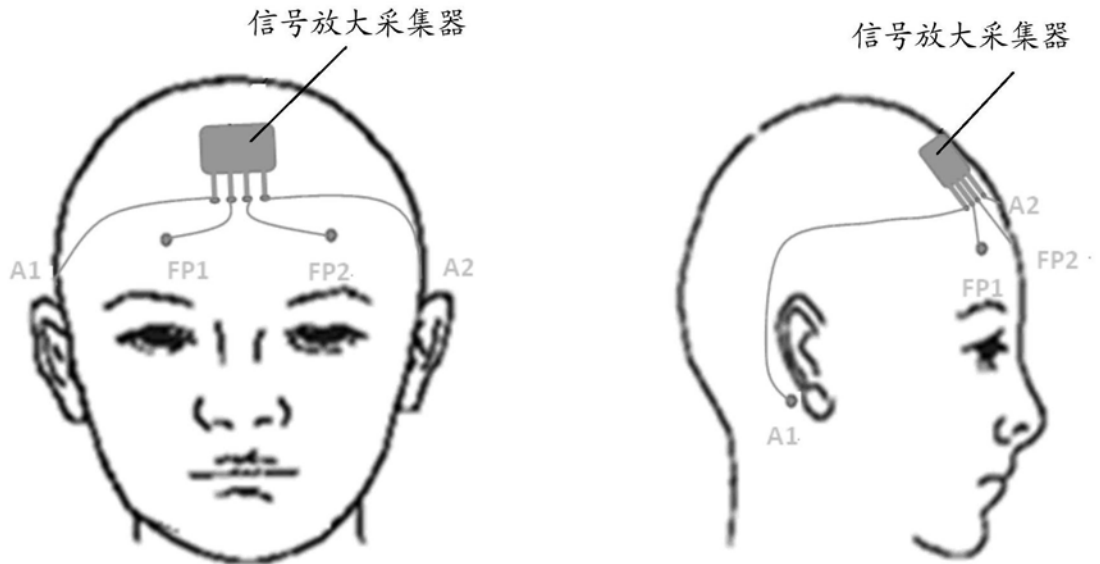


图5

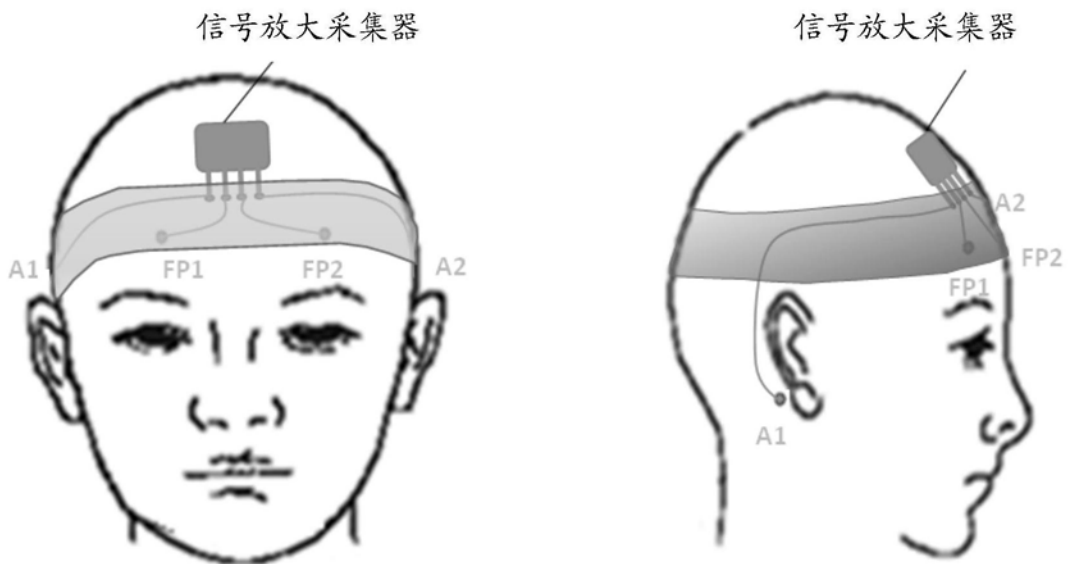


图6



图7

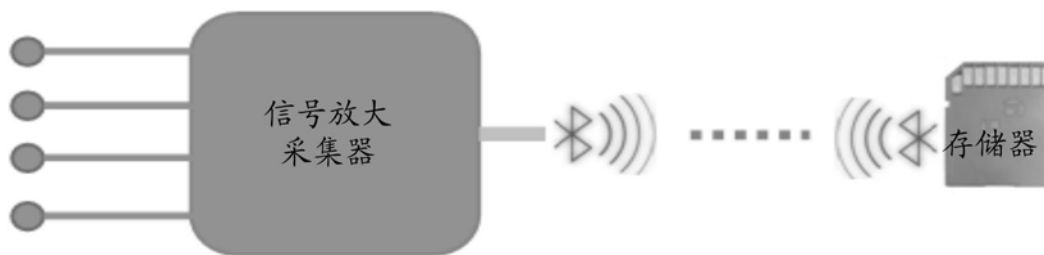


图8

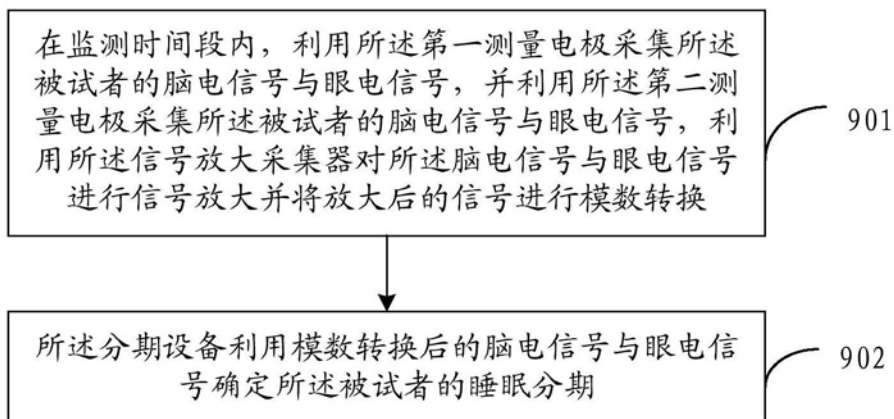


图9

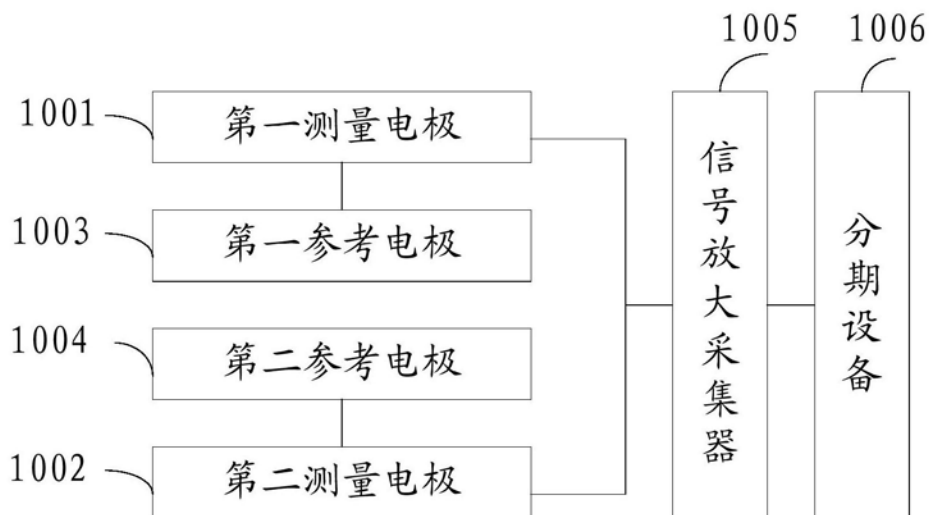


图10

专利名称(译)	一种睡眠分期方法及系统		
公开(公告)号	CN105105714B	公开(公告)日	2019-02-19
申请号	CN201510531675.3	申请日	2015-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	吴建平		
申请(专利权)人(译)	吴建平		
当前申请(专利权)人(译)	吴建平		
[标]发明人	吴建平 沈建开		
发明人	吴建平 沈建开		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/0496		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476		
其他公开文献	CN105105714A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种睡眠分期方法，该方法应用于一种睡眠分期系统，该系统包括：用于置于被试者额头左侧或左侧颞部无发区的第一测量电极、用于置于被试者额头右侧或右侧颞部无发区的第二测量电极、用于置于被试者左耳周围的第一参考电极、用于置于被试者右耳周围的第二参考电极、放大采集器、以及分期设备；该方法包括：利用第一测量电极和第二测量电极采集被试者的脑电信号与眼电信号，利用信号放大采集器对所述脑电信号与眼电信号进行信号放大并将放大后的信号进行模数转换；分期设备利用模数转换后的脑电信号与眼电信号确定被试者的睡眠分期。

在监测时间段内，利用所述第一测量电极采集所述被试者的脑电信号与眼电信号，并利用所述第二测量电极采集所述被试者的脑电信号与眼电信号，利用所述信号放大采集器对所述脑电信号与眼电信号进行信号放大并将放大后的信号进行模数转换

901

所述分期设备利用模数转换后的脑电信号与眼电信号确定所述被试者的睡眠分期

902