



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109247935 A

(43)申请公布日 2019.01.22

(21)申请号 201811289479.X

(22)申请日 2018.10.31

(71)申请人 山东大学

地址 250061 山东省济南市历下区经十路
17923号

(72)发明人 卢国梁 陈光远 尚伟 谢兆宏

(74)专利代理机构 济南圣达知识产权代理有限公司 37221

代理人 任欢

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

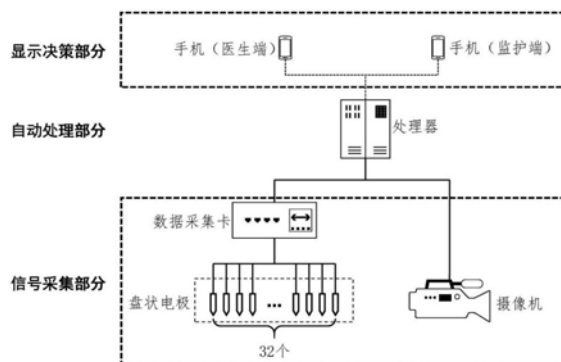
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种人体夜间睡眠异常状态监测系统及方法

(57)摘要

本发明公开了一种人体夜间睡眠异常状态监测系统及方法,它解决了现有技术中部分人群存在睡眠功能障碍的问题,具有方便监测人体脑电信息,并根据异常情况提供相应诊断措施的有益效果,其方案如下:一种人体夜间睡眠异常状态监测系统,包括数据采集单元,用于采集被采集对象的脑电信号;处理器,与数据采集单元连接以接收数据采集单元发送的脑电信号,并确定有无异常脑电信号,当处理器发现异常脑电信号后,将相应信息通过通信设备发送至远程诊断终端由医务人员根据异常脑电信号进行病因分析或提供救治方案。



1. 一种人体夜间睡眠异常状态监测系统,其特征在于,包括:

数据采集单元,用于采集被采集对象的脑电信号;

处理器,与数据采集单元连接以接收数据采集单元发送的脑电信号,并确定有无异常脑电信号,当处理器发现异常脑电信号后,将从开始监测至异常脑电信号发现后的所有数据通过通信设备发送至远程诊断终端,由医务人员根据异常脑电信号进行病因分析和/或提供救治方案。

2. 根据权利要求1所述的一种人体夜间睡眠异常状态监测系统,其特征在于,所述数据采集单元包括盘状电极和安装于室内的摄像机。

3. 根据权利要求1所述的一种人体夜间睡眠异常状态监测系统,其特征在于,所述处理器与监护端电子设备连接,监护端电子设备能够与所述远程诊断终端实现无线通信。

4. 一种监测人体睡眠状况和/或脑电疾病的方法,其特征在于,采用根据权利要求1-3中任一项所述的一种人体夜间睡眠异常状态监测系统。

5. 根据权利要求4所述的一种监测人体睡眠状况和/或脑电疾病的方法,其特征在于,具体步骤如下:

1) 处理器对数据处理单元采集到的相邻两段脑电信号进行时频分析;

2) 按照设定频率范围对两段频域信号进行选择,计算两段频域信号的距离值,并将该距离值作为特征,利用高斯模型进行假设检验以判断当前脑电信号是否产生异常,若确认发生异常,则进入步骤3),若否,重新进入步骤1);

3) 将从开始监测至异常脑电信号发现后的所有数据通过通信设备发送至远程诊断终端,由医务人员根据异常脑电信号进行病因分析和/或提供救治方案。

6. 根据权利要求5所述的一种监测人体睡眠状况和/或脑电疾病的方法,其特征在于,所述步骤1)中对数据处理单元采集到的相邻两段信号采用滑动窗的方式进行时频分析,具体步骤如下:

1-1) 对于在第 n 时刻以及之前所采集的脑电信号为 $\{x_i\}$, $i=1,2,\dots,n$ (m 为自然数),选择一个合适长度 L 作为滑动窗宽度,则可以选取两段相邻的信号, $X_1 = \{x_{n-2L}, x_{n-2L+1}, \dots, x_{n-L}\}$, $X_2 = \{x_{n-L}, x_{n-L+1}, \dots, x_n\}$, 则对这两段信号进行分析对比即可看出脑电信号在这段时间的变化;

1-2) 对 X_1 与 X_2 通过离散傅里叶变换将其由时域信号转换为频域信号,然后利用经验值将两段频域信号频率成分在 $0.1 \sim 70\text{Hz}$ 之间的频率成分进行提取,将提取出的频率信号用分别用 P 与 Q 来表示,其中 $P = \{p_1, p_2, \dots, p_m\}$, $Q = \{q_1, q_2, \dots, q_m\}$ (m 为自然数)。

7. 根据权利要求6所述的一种监测人体睡眠状况和/或脑电疾病的方法,其特征在于,所述步骤2)中两段频域信号距离的计算通过使用对称KL散度作为两段信号之间的距离;

对于 P 与 Q ,其对称KL散度计算公式为:

$$D(P \parallel Q) = \sum_i^m (p_i \log(\frac{p_i}{q_i}));$$

$$D(Q \parallel P) = \sum_i^m (q_i \log(\frac{q_i}{p_i})),$$

其对称KL散度值定义为:

$$L_{SKLD} = \frac{D(P \parallel Q) + D(Q \parallel P)}{2}。$$

8. 根据权利要求6所述的一种监测人体睡眠状况和/或脑电疾病的方法,其特征在於,所述步骤2)中判断当前脑电信号是否发生异常的步骤如下:

将计算出来的距离即对称KL散度值 $\{L_i\}$, $i=1,2,\dots,n$ 作为异常值,依照下式计算其此刻之前即 $\{L_i\}$, $i=1,2,\dots,n-1$ 的平均值 $\bar{L}_{n-1}$ 与标准差 σ_{n-1}

$$\bar{L}_{n-1} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} L_i$$

$$\sigma_{n-1} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} (L_i - \bar{L}_{n-1})^2}$$

利用如下基于高斯模型的假设检验对当前数据进行判断

$$H_0: |L_i - \bar{L}_{n-1}| < 3\sigma_{n-1};$$

$$H_1: |L_i - \bar{L}_{n-1}| \geq 3\sigma_{n-1};$$

如果当前值 L_i 与平均值 $\bar{L}_{n-1}$ 之差小于3倍标准差 σ_{n-1} ,则认为当前数据正常;否则认为当前数据异常,即睡眠出现异常,对使用者进行提醒。

9. 根据权利要求5所述的一种监测人体睡眠状况和/或脑电疾病的方法,其特征在於,所述步骤2)中还可以采用海林格距离和/或柯尔莫可洛夫距离进行两段频域信号距离的计算。

10. 根据权利要求5所述的一种监测人体睡眠状况和/或脑电疾病的方法,其特征在於,所述步骤3)中处理器将所有数据以脑电图的形式发送至远程诊断终端。

一种人体夜间睡眠异常状态监测系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脑电信号检测领域,特别是涉及一种人体夜间睡眠异常状态监测系统及方法。

背景技术

[0002] 中国人口的老龄化程度正在加速加深。2017年,全国人口中60周岁及以上人口24090万人,占总人口的17.3%,其中65周岁及以上人口15831万人,占总人口的11.4%。预计到2020年,老年人口达到2.48亿,老龄化水平达到17.17%,其中80岁以上老年人口将达到3067万人;2025年,六十岁以上人口将达到3亿,成为超老年型国家。因此,老年人健康问题越来越受到人们的关注。

[0003] 由于身体衰老,各个腑脏功能退化,机体的代谢率逐渐减慢等原因,老年人很容易发生睡眠障碍等睡眠异常状态。睡眠障碍是指脑内网状激活系统及其他区域的神经失控或与睡眠有关的神经递质改变而导致的睡眠功能减退或睡眠影响呼吸功能。老年人并非睡眠需要减少,而是睡眠能力减退。睡眠障碍发生后,会引发其他疾病,严重影响到生活质量和身体健康,若出现癫痫等异常状况,若得不到及时治疗,则存在较大的风险。

[0004] 此外,如果老年人或正常人群在睡眠过程中,突发癫痫或其他疾病等问题,即使身边有监护人在,若没有合适的救助方法,只是等待救护车的到来,对人造成的损伤有时候也是不可挽回的。

[0005] 因此,需要对一种人体夜间睡眠异常状态监测系统新的研究设计。

发明内容

[0006] 为了克服现有技术的不足,本发明提供了一种人体夜间睡眠异常状态监测系统,可以在人体睡眠状况下对人体脑电信号进行监测并将诊断救治方法提供给监护人或被监测对象自己,则大大有利于人体的生命健康。

[0007] 一种人体夜间睡眠异常状态监测系统的具体方案如下:

[0008] 一种人体夜间睡眠异常状态监测系统,包括:

[0009] 数据采集单元,用于采集被采集对象的脑电信号;

[0010] 处理器,与数据采集单元连接以接收数据采集单元发送的脑电信号,并确定有无异常脑电信号,当处理器发现异常脑电信号后,将从开始监测至异常脑电信号发现后的所有数据通过通信设备发送至远程诊断终端,由医务人员根据异常脑电信号进行病因分析和/或提供救治方案。

[0011] 上述的检测系统,夜间睡眠监测可以提供患者的脑电状况,由处理器接收信息并进行处理,最终发送至远程诊断终端,临床医师可以通过对夜间睡眠监测得到的信息对老年人睡眠障碍等异常状态进行初步诊断,并将相应的治疗方法通过传送设备如电话沟通的方式及时发送给病人身边的监护者。

[0012] 进一步地,所述数据采集单元包括盘状电极和安装于室内的摄像机,通过摄像机

可以提供人体水面体位状况,若人体发横癫痫,能够被及时发现,并为医生的诊断提供一些帮助。

[0013] 其中盘状电极共有32个电极,采用国际10-20系统进行电极放置,然后通过数据采集卡对32个通道的数据进行同步采集,并将采集到的脑电信号传送给处理器。

[0014] 或者,为了进一步提供方便,所述处理器与监护端电子设备连接,监护端电子设备能够与所述远程诊断终端实现无线通信。

[0015] 为了克服现有技术的不足,本发明还提供了一种监测人体睡眠状况和/或脑电疾病的方法,采用所述的一种人体夜间睡眠异常状态监测系统。

[0016] 进一步地,具体步骤如下:

[0017] 1) 处理器对数据处理单元采集到的相邻两段脑电信号进行时频分析;

[0018] 2) 按照设定频率范围对两段频域信号进行选择,计算两段频域信号的距离值,并将该距离值作为特征,利用高斯模型进行假设检验以判断当前脑电信号是否产生异常,若确认发生异常,则进入步骤3),若否,重新进入步骤1);

[0019] 3) 将从开始监测至异常脑电信号发现后的所有数据通过通信设备发送至远程诊断终端,由医务人员根据异常脑电信号进行病因分析和/或提供救治方案。

[0020] 进一步地,所述步骤1)中对数据处理单元采集到的相邻两段信号采用滑动窗的方式进行时频分析,具体步骤如下:

[0021] 1-1) 对于在第n时刻以及之前所采集的脑电信号为 $\{x_i\}$, $i=1,2,\dots,n$,选择一个合适长度L作为滑动窗宽度,则可以选取两段相邻的信号, $X_1=\{x_{n-2L}, x_{n-2L+1}, \dots, x_{n-L}\}$, $X_2=\{x_{n-L}, x_{n-L+1}, \dots, x_n\}$,则对这两段信号进行分析对比即可看出脑电信号在这段时间的变化;

[0022] 1-2) 对 X_1 与 X_2 通过离散傅里叶变换将其由时域信号转换为频域信号,然后利用经验值将两段频域信号频率成分在0.1~70Hz之间的频率成分进行提取,将提取出的频率信号用分别用P与Q来表示,其中 $P=\{p_1, p_2, \dots, p_m\}$, $Q=\{q_1, q_2, \dots, q_m\}$ 。

[0023] 进一步地,所述步骤2)中两段频域信号距离的计算通过使用对称KL散度作为两段信号之间的距离;

[0024] 对于 F_1 与 F_2 ,其对称KL散度计算公式为:

$$[0025] \quad D(P \parallel Q) = \sum_i^m (p_i \log(\frac{p_i}{q_i}));$$

$$[0026] \quad D(Q \parallel P) = \sum_i^m (q_i \log(\frac{q_i}{p_i})),$$

[0027] 其对称KL散度值定义为:

$$[0028] \quad L_{SKLD} = \frac{D(P \parallel Q) + D(Q \parallel P)}{2}。$$

[0029] 进一步地,所述步骤2)中判断当前脑电信号是否发生异常的步骤如下:

[0030] 将计算出来的距离即对称KL散度值 $\{L_i\}$, $i=1,2,\dots,n$ 作为异常值,依照下式计算其此刻之前即 $\{L_i\}$, $i=1,2,\dots,n-1$ 的平均值 $\bar{L}_{n-1}$ 与标准差 σ_{n-1}

$$[0031] \quad \bar{L}_{n-1} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} L_i$$

$$[0032] \quad \sigma_{n-1} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} (L_i - \bar{L}_{n-1})^2}$$

[0033] 利用如下基于高斯模型的假设检验对当前数据进行判断

$$[0034] \quad H_0: |L_i - \bar{L}_{n-1}| < 3\sigma_{n-1};$$

$$[0035] \quad H_1: |L_i - \bar{L}_{n-1}| \geq 3\sigma_{n-1};$$

[0036] 如果当前值 L_i 与平均值 $\bar{L}_{n-1}$ 之差小于3倍标准差 σ_{n-1} ,则认为当前数据正常;否则认为当前数据异常,即睡眠出现异常,对使用者进行提醒。

[0037] 此外,所述步骤2)中还可以采用海林格距离和/或柯尔莫可洛夫距离进行两段频域信号距离的计算。

[0038] 所述步骤3)中处理器将所有数据以脑电图的形式发送至远程诊断终端。

[0039] 当处理器经过检测发现脑电信号存在异常(区别于正常信号)时,会将从开始监测至异常信号的所有数据发送到远程诊断终端,由医生通过其所持终端确定异常的类型。医务人员会根据自己的经验和历史数据进行初步判断,如果异常是由于癫痫等某些神经系统疾病引起的,可以以此为依据进行医疗诊断。如果异常较为突出,很可能是因为某些急性的甚至会危及生命安全的神经系统疾病,医务人员此时及时地将处理方案发送至监护端,有病人的看护人进行紧急的救治或者送急诊处理。这样就可以解放医生的时间,不需要医生实时地陪护就可以达到全天候的监护,在监测过程中,也有可能会出现误判,这是正常的,但基本暂时解放了医务人员,无需24小时的全程关注。

[0040] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0041] 1) 本发明通过对人体休息过程中脑电波的监测,可有效发现异常状况,并将相应信息发送至远程诊断终端,进行实时的检测和控制,及时发现问题并解决问题。

[0042] 2) 本发明通过远程诊断终端和监护端电子设备的设置,可远程传送数据,并方便医护人员和监护人员的使用,便于推广。

[0043] 3) 本发明通过时频分析,并计算两段信号的距离,通过该距离判断脑电信号是否正常,方法简单方便,准确度较高。

附图说明

[0044] 构成本申请的一部分的说明书附图用来提供对本申请的进一步理解,本申请的示意性实施例及其说明用于解释本申请,并不构成对本申请的不当限定。

[0045] 图1为本发明脑电波信号实时采集监控系统示意图;

[0046] 图2为本发明脑电信号实时监测方法流程图;

[0047] 图3为本发明滑动窗示意图;

[0048] 图4为本发明建设校验示意图;

[0049] 图5为本发明三种方法对比试验结果图;

具体实施方式

[0050] 应该指出,以下详细说明都是例示性的,旨在对本申请提供进一步的说明。除非另

有指明,本文使用的所有技术和科学术语具有与本申请所属技术领域的普通技术人员通常理解相同含义。

[0051] 需要注意的是,这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式,而非意图限制根据本申请的示例性实施方式。如在这里所使用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式也意图包括复数形式,此外,还应当理解的是,当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时,其指明存在特征、步骤、操作、器件、组件和/或它们的组合。

[0052] 正如背景技术所介绍的,现有技术中存在的不足,为了解决如上的技术问题,本申请提出了一种人体夜间睡眠异常状态监测系统。

[0053] 本申请的一种典型的实施方式中,如图1所示,一种人体夜间睡眠异常状态监测系统,包括数据采集单元,用于采集被采集对象的脑电信号;处理器,与数据采集单元连接以接收数据采集单元发送的脑电信号,并确定有无异常脑电信号,当处理器发现异常脑电信号后,将从开始监测至异常脑电信号发现后的所有数据通过通信设备发送至远程诊断终端,由医务人员根据异常脑电信号进行病因分析和/或提供救治方案,通信设备为电缆或无线同线设备。

[0054] 数据采集单元包括盘状电极和安装于室内的摄像机,盘状电极通过数据采集卡与处理器连接,通过摄像机可以提供人体水面体位状况,若人体发生癫痫或其他情况,能够被及时发现,并为医生的诊断提供一些帮助。

[0055] 其中摄像机为红外摄像机,可以在黑暗中对老年人睡眠体位进行实时采集,并将采集到的视频传送给处理器。数据采集卡以及盘状电极可以采集脑电信号,其中盘状电极共有32个电极,采用国际10-20系统进行电极放置,然后通过数据采集卡对32个通道的数据进行同步采集,并将采集到的脑电信号传送给处理器。

[0056] 其中,在人体身边还设置监护端电子设备,在一些实施例中,该设备为手机,该设备与处理器传送信息,通过监护端电子设备将信息传送给远程诊断终端,远程诊断终端同样可为手机,方便用户使用。

[0057] 处理器其主要功能是接收数据采集卡传送的脑电信号以及摄像机传送的视频信号,并将每一通道的脑电信号分别进行处理,针对每一通道诊断出可能的睡眠异常时刻,将该时刻附近脑电信号以及视频信号同步传送给医生端手机,并接受远程诊断终端设备反馈回来的确诊结果,一旦某时刻临床医师诊断为睡眠异常,将诊断结果发送至监护端手机,以便监护人员快速对被监测对象实施救治方案。

[0058] 本发明还提供了一种监测人体睡眠状况和/或脑电疾病的方法,采用所述的一种人体夜间睡眠异常状态监测系统。

[0059] 进一步地,具体步骤如下:

[0060] 1) 在脑电信号的诊断中,频率信息是不可或缺的,为了对脑电信号的频率信息进行提取,处理器首先对脑电信号进行时频分析,对数据处理单元采集到的相邻两段脑电信号进行时频分析;

[0061] 2) 按照设定频率范围对两段频域信号进行选择,计算两段频域信号的距离值,并将该距离值作为特征,利用高斯模型进行假设检验以判断当前脑电信号是否产生异常,若确认发生异常,则进入步骤3),若否,重新进入步骤1);

[0062] 3) 将从开始监测至异常脑电信号发现后的所有数据通过通信设备发送至远程诊

断终端,由医务人员根据异常脑电信号进行病因分析和/或提供救治方案。

[0063] 进一步地,所述步骤1)中对数据处理单元采集到的相邻两段信号采用滑动窗的方式进行时频分析,具体步骤如下:

[0064] 1-1) 对于在第n时刻以及之前所采集的脑电信号为 $\{x_i\}$, $i=1,2,\dots,n$,选择一个合适长度L作为滑动窗宽度,则可以选取两段相邻的信号, $X_1=\{x_{n-2L}, x_{n-2L+1}, \dots, x_{n-L}\}$, $X_2=\{x_{n-L}, x_{n-L+1}, \dots, x_n\}$,则对这两段信号进行分析对比即可看出脑电信号在这段时间的变化;

[0065] 1-2) 对 X_1 与 X_2 通过离散傅里叶变换将其由时域信号转换为频域信号,然后利用经验值将两段频域信号频率成分在0.1~70Hz之间的频率成分进行提取,将提取出的频率信号用分别用P与Q来表示,其中 $P=\{p_1, p_2, \dots, p_i, \dots, p_m\}$, $Q=\{q_1, q_2, \dots, q_j, \dots, q_m\}$, $p_1, p_2, \dots, p_i, \dots, p_m$ 表示 X_1 内的频率值(m为自然数), $q_1, q_2, \dots, q_j, \dots, q_m$ 表示 X_2 内的频率值,具体计算方法是:

[0066] 利用滑动窗截取到 X_1 与 X_2 之后,利用快速傅里叶变换将两段信号转化到频域中。而理论上讲这两段原始的信号从0Hz到无穷大都存在频率分量的,因此转化到频率中的频率信号从0Hz到无穷大都有值。但是,这样的数据并不具备实用性,因为超过某个频率值以后的频率成分的值无限趋于零,且就算该频率成分的值非零,但在脑电领域未必有意义。临床上进行脑电信号诊断时采用了0.1~70Hz的带通滤波器进行滤波,为了模拟临床诊断效果,我们也使用0.1~70Hz这个频带来进行滤波。由于电脑上都是数字信号处理,因此0.1~70Hz之间是有分辨率的,0.1~70Hz之间我们可能只能采集m个频率数据,所以我们这里认为P与Q都是长度为m的数组。

[0067] 进一步地,所述步骤2)中两段频域信号距离的计算通过使用对称KL散度(Symmetric Kullback-Leibler Divergence, SKLD)作为两段信号之间的距离;

[0068] 对于 F_1 与 F_2 ,其对称KL散度计算公式(用 $D(P||Q)$ 来表示)为:

$$[0069] \quad D(P||Q) = \sum_i^m (p_i \log(\frac{p_i}{q_i}));$$

$$[0070] \quad D(Q||P) = \sum_i^m (q_i \log(\frac{q_i}{p_i})),$$

[0071] 因为理论上一种计算两个数据分布差异的算法要想作为距离值使用,必须满足对称性,即 $D(P||Q) = D(Q||P)$,但KL散度并不满足此条件,为了使用KL散度来对两组数据的距离进行度量,目前多用对称KL散度来计算。对称KL散度 L_{SKLD} 实际上就是P对Q的KL散度与Q对P的KL散度的平均值,因此对称KL散度是满足对称性的,因此其可以作为距离计算指标使用。

[0072] 其对称KL散度值 L_{SKLD} 定义为:

$$[0073] \quad L_{SKLD} = \frac{D(P||Q) + D(Q||P)}{2}。$$

[0074] 进一步地,所述步骤2)中判断当前脑电信号是否发生异常的步骤如下:

[0075] 将计算出来的距离即对称KL散度值 $\{L_i\}$, $i=1,2,\dots,n$ 作为异常值,依照下式计算其此刻之前即 $\{L_i\}$, $i=1,2,\dots,n-1$ 的平均值 $\bar{L}_{n-1}$ 与标准差 σ_{n-1}

$$[0076] \quad \bar{L}_{n-1} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} L_i$$

$$[0077] \quad \sigma_{n-1} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{n-1} (L_i - \bar{L}_{n-1})^2}$$

[0078] 利用如下基于高斯模型的假设检验对当前数据进行判断

$$[0079] \quad H_0: |L_i - \bar{L}_{n-1}| < 3\sigma_{n-1};$$

$$[0080] \quad H_1: |L_i - \bar{L}_{n-1}| \geq 3\sigma_{n-1};$$

[0081] 如果当前值 L_i 与平均值 $\bar{L}_{n-1}$ 之差小于3倍标准差 σ_{n-1} ,则认为当前数据正常;否则认为当前数据异常,即睡眠出现异常,对使用者进行提醒。

[0082] 此外,所述步骤2)中还可以采用海林格距离 (Hellinger Distance, HD) 和/或柯尔莫可洛夫距离 (Kolmogorov Distance, KD) 进行两段频域信号距离的计算,或者,处理器采用一种测定距离方法计算后,用另外一种或两种计算方法对脑电波信号进行二次计算检测,统计查准率、查全率以及综合指标,进行对比,如图5所示,根据多种方法的计算,来确定异常信号获取的准确度。

[0083] 对于P与Q,其海林格距离 L_{HD} 计算公式为:

$$[0084] \quad L_{HD} = \frac{1}{\sqrt{2}} \left\| \sum_{i=1}^m \sqrt{p_i} - \sum_{j=1}^m \sqrt{q_j} \right\|_2.$$

[0085] 对于P与Q,其柯尔莫可洛夫距离 L_{KD} 计算公式为:

$$[0086] \quad L_{KD} = \left\| \sum_{i=1}^m \sqrt{p_i} - \sum_{j=1}^m \sqrt{q_j} \right\|_{\infty}.$$

[0087] 另外,为了便于医务人员的判断,所述步骤3)中处理器将所有脑电信号数据以脑电图的形式,以及摄像机拍摄的视频发送至远程诊断终端,处理器为计算机或服务器,将异常的脑电图部分用不同的颜色或者通过竖线进行标记区别于异常信号之前的脑电图,从而较为突出。

[0088] 以上所述仅为本申请的优选实施例而已,并不用于限制本申请,对于本领域的技术人员来说,本申请可以有各种更改和变化。凡在本申请的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本申请的保护范围之内。

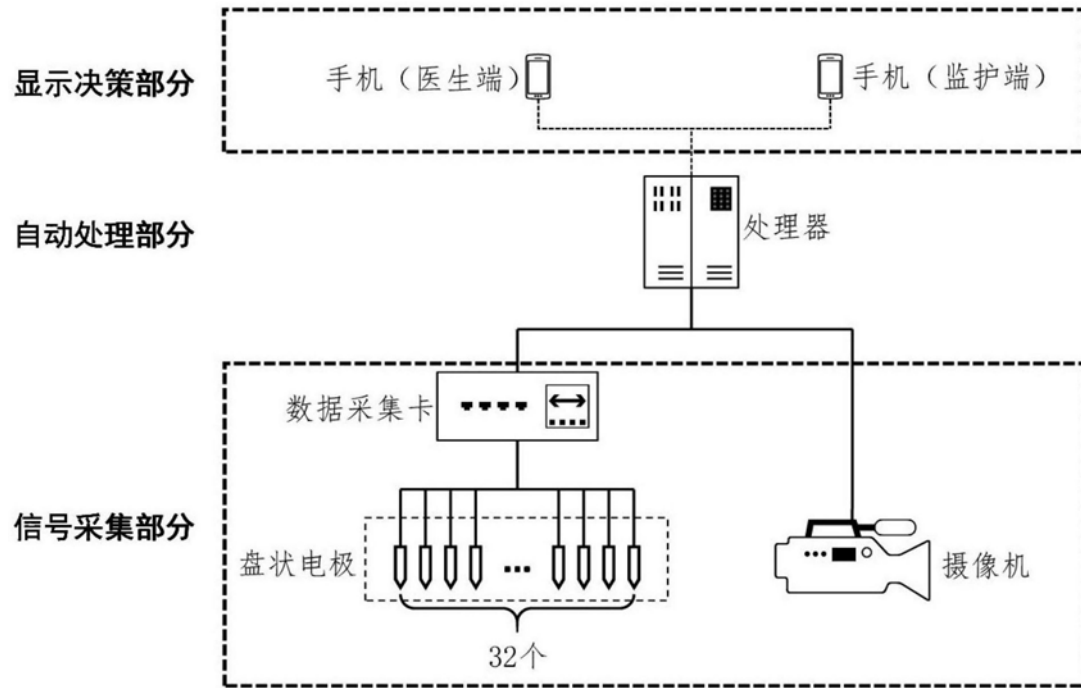


图1

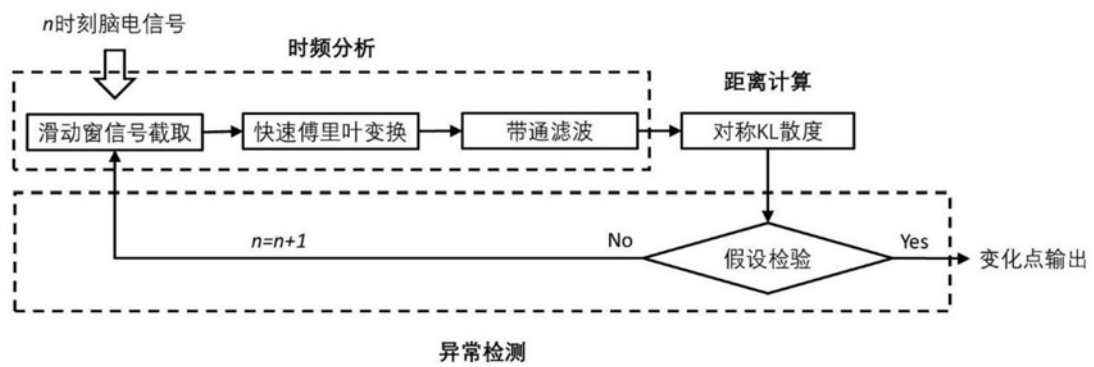


图2

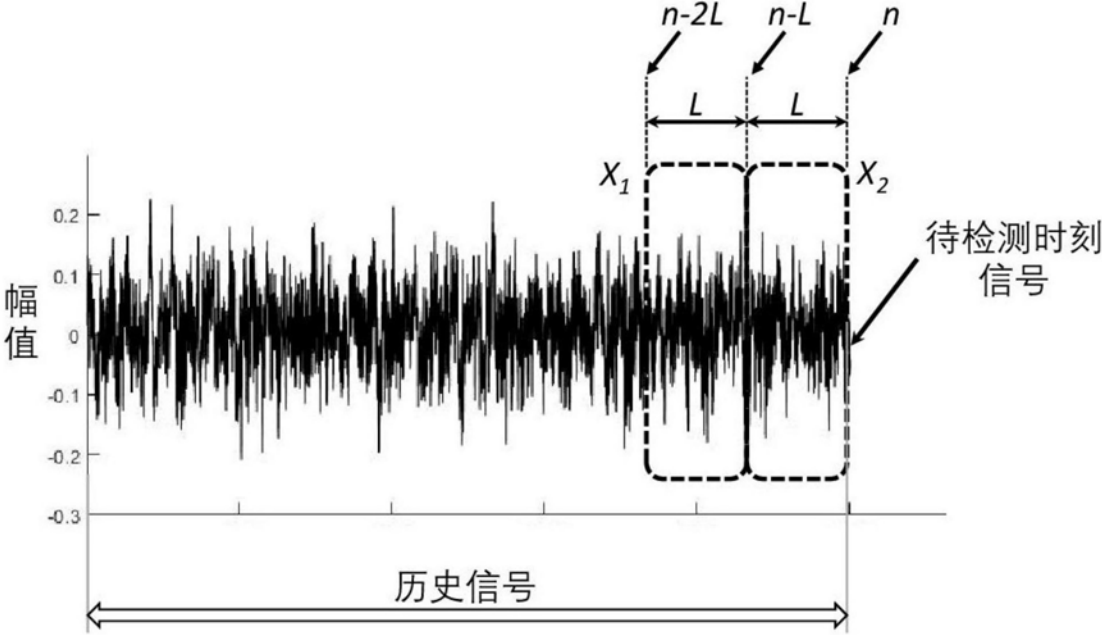


图3

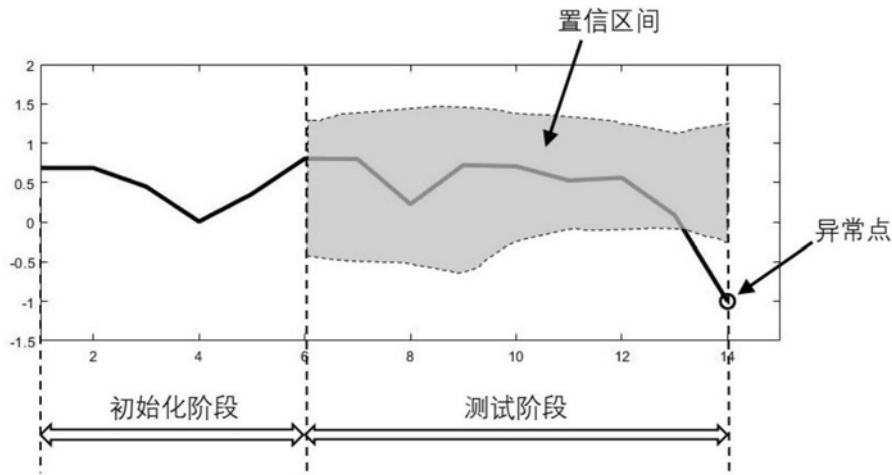


图4

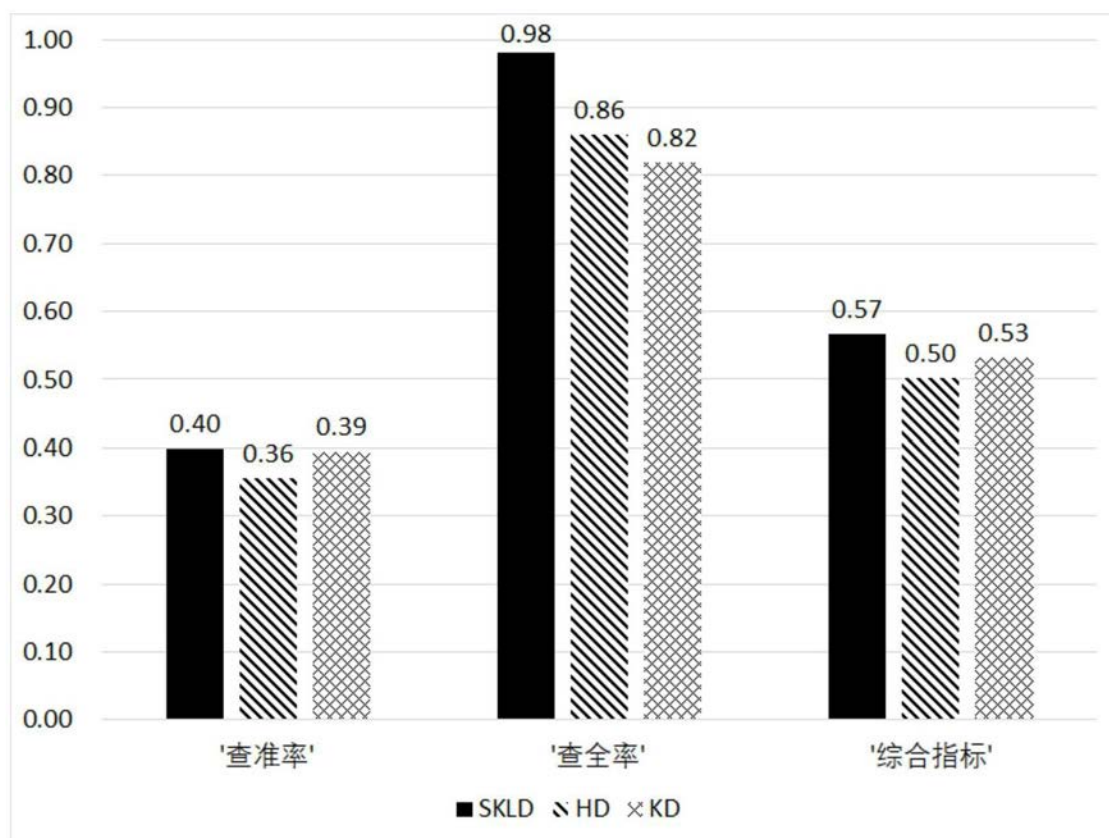


图5

专利名称(译)	一种人体夜间睡眠异常状态监测系统和方法		
公开(公告)号	CN109247935A	公开(公告)日	2019-01-22
申请号	CN201811289479.X	申请日	2018-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	山东大学		
申请(专利权)人(译)	山东大学		
当前申请(专利权)人(译)	山东大学		
[标]发明人	卢国梁 陈光远 尚伟 谢兆宏		
发明人	卢国梁 陈光远 尚伟 谢兆宏		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/4094 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/7257		
代理人(译)	任欢		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种人体夜间睡眠异常状态监测系统和方法，它解决了现有技术中部分人群存在睡眠功能障碍的问题，具有方便监测人体脑电信息，并根据异常情况提供相应诊断措施的有益效果，其方案如下：一种人体夜间睡眠异常状态监测系统，包括数据采集单元，用于采集被采集对象的脑电信号；处理器，与数据采集单元连接以接收数据采集单元发送的脑电信号，并确定有无异常脑电信号，当处理器发现异常脑电信号后，将相应信息通过通信设备发送至远程诊断终端由医务人员根据异常脑电信号进行病因分析或提供救治方案。

