



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105496363 A

(43) 申请公布日 2016. 04. 20

(21) 申请号 201510940716. 4

(22) 申请日 2015. 12. 15

(71) 申请人 浙江神灯生物科技有限公司
地址 310007 浙江省宁波市江北区长兴路
158号7幢219室

(72) 发明人 汪嘉恒 蒋明达 胡宸瀚 吕宏
徐春辉

(74) 专利代理机构 浙江永鼎律师事务所 33233
代理人 王梨华

(51) Int. Cl.
A61B 5/00(2006. 01)
A61B 5/0476(2006. 01)
A61B 5/0496(2006. 01)
A61B 5/0488(2006. 01)

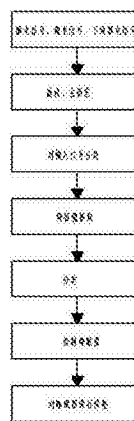
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称

基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法

(57) 摘要

本发明涉及睡眠脑电检测信号的识别领域，公开了基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法，包括如下步骤：(1)：将信号采集设备分别与左额极、右额极连接，采集脑电信号、眼电信号和下颌肌电信号；(2)：滤波，通过低通滤波器对信号进行滤波处理，截止高于 50Hz 的频段的信号，允许低于 50Hz 的频率的信号通过；(3)：将信号分频段，时域以 30s 为单元进行分段处理；(4)：提取特征值，分别计算每个频段的能量，通过能量比值作为每个频段的特征值。本发明通过采集设备来简化多导睡眠仪，然后通过采集的信号进行处理，分离各频段的信号，来确定被检测者处于的睡眠阶段，整个过程操作简单分析自动化，可以有效解决的医院设备不足的问题。



1. 基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,其特征在於:包括如下步骤:

(1):将信号采集设备分别与左额极、右额极连接,采集脑电信号、眼电信号和下颌肌电信号;

(2):滤波,通过低通滤波器对信号进行滤波处理,截止高于50Hz的频段的信号,允许低于50Hz的频率的信号通过;

(3):将信号分频段,时域以30s为单元进行分段处理;

(4):提取特征值,按照alpha波、beta波、sigma波、delta波、theta波和EMG的频率范围对信号进行分频段并对每个频段的信号进行降采样处理,分别计算alpha波、beta波、sigma波、delta波、theta波和EMG每个频段的能量值作为特征值,计算能量比值作为每个频段的特征值,能量比值分别为Sigma/delta、delta/beta、Alpha/beta、Beta/EMG,将能量比值Sigma/delta定义为SDR,delta/beta定义为DBR,Alpha/beta定义为ABR,Beta/EMG定义为BER;

(5):将处理后的信号进行睡眠阶段的分类。

2. 根据权利要求1所述的基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,其特征在於:还包括以下步骤:

(6):根据步骤(5)对睡眠阶段的分类,绘出睡眠图;

(7):对步骤(6)得到的睡眠图,利用平滑滤波技术对睡眠图进行修整。

3. 根据权利要求2所述的基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,其特征在於:步骤(5)中根据决策树对每个频段的特征值进行参数比较,进行睡眠阶段的分类。

4. 根据权利要求1所述的基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,其特征在於:步骤(4)特征值的提取,利用Parseval's theorem,公式为

$$\sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2 = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} |x(e^{j\omega})|^2 d\omega$$
 计算出每个时段的各个频段的能量值作为特征值,并计算各频段的比值作为特征值。

5. 根据权利要求1所述的基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,其特征在於:对步骤(4)中得到的特征值进行阈值的优化包括如下步骤:

1):利用多导睡眠仪测量被检测的睡眠脑电,然后让划分阶段并记录各个时段的分类;

2):利用算法划分左额极和右额极的EEG信号并记录;

3):按照卡方检验,来统计各个频段的个数,最后计算卡方值;

4):通过调节参数,重复上述过程,直到算出最优的卡方值。

6. 根据权利要求1所述的基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,其特征在於:alpha波的频率范围为8Hz—12Hz,、beta波的频率范围为18Hz—30Hz,sigma波的频率范围为12—16Hz,delta波的频率范围为0.5Hz—7Hz,theta波的频率范围为4Hz—7Hz,EMG的频率范围为40Hz—50Hz。

7. 根据权利要求1所述的基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,其特征在於:步骤(4)中分频段利用FFT卷积、滤波,把滤波器得到后的参数从时域转变为频域并保存。

8. 根据权利要求1所述的基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,其特征

在于:步骤(1)中的信号采集频率为150~300samples/s。

9.根据权利要求1所述的基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,其特征
在于:步骤(4)中降采样处理,使采样频率在10~25Hz。

基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠脑电检测信号的识别领域,尤其涉及一种基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法。

背景技术

[0002] 脑电波是大脑皮层下大量神经元进行的自发性,节律性,综合性的电活动所形成的。自1924,德国神经学家最先记录和描述人脑活动以来,脑电开起来化时代的意义。由于脑电波在癫痫病,肿瘤及其他精神疾病的诊断上起的重大作用,所以对脑电波的检测与分析并提取特征有重大研究价值。

[0003] 多导睡眠仪通过对大脑的多个点位安放电极,能精准的测量并记录人的脑电活动。而多导睡眠仪是一个多通道的医疗器械,导联方式复杂,非有经验的医师则不能操作,除此之外,阅读并分析整晚的睡眠脑电图是一个很费时的工作,医师工作状态很大程度上影响分析结果的准确性,每台多导睡眠仪的价格非常昂贵而市场上对多导睡眠仪的需求却一直居高不下。因此,很多研究通过在大脑的左额极(Fp1,left frontal pole)和右额极(Fp2,right frontal pole)两个点位安放电极来测量并记录大脑的活动来简化测量,而对大量的脑电数据不能进行快速和精准的处理。

发明内容

[0004] 本发明针对现有技术中脑电活动测量繁琐,导联方式复杂,脑电数据不能快速和精准的处理缺点,提供了一种脑电活动测量简单,导联方式简单,脑电数据能快速和精准的处理的基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法。

[0005] 为了解决上述技术问题,本发明通过下述技术方案得以解决:

[0006] 基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,其特征在于:包括如下步骤:

[0007] (1):将信号采集设备分别与左额极、右额极连接,采集脑电信号、眼电信号和下颌肌电信号;

[0008] (2):滤波,通过低通滤波器对信号进行滤波处理,截止高于50Hz的频段的信号,允许低于50Hz的频率的信号通过;

[0009] (3):将信号分频段,时域以30s为单元进行分段处理;

[0010] (4):提取特征值,按照alpha波、beta波、sigma波、delta波、theta波和EMG的频率范围对信号进行分频段并对每个频段的信号进行降采样处理,分别计算alpha波、beta波、sigma波、delta波、theta波和EMG每个频段的能量值作为特征值,计算能量比值作为每个频段的特征值,能量比值分别为Sigma/delta、delta/beta、Alpha/beta、Beta/EMG,将能量比值Sigma/delta定义为SDR,delta/beta定义为DBR,Alpha/beta定义为ABR,Beta/EMG定义为BER;

[0011] (5):将处理后的信号进行睡眠阶段的分类。电子元器件会对信号采集产生一定噪声,因此加入滤波器,对噪声进行屏蔽,平滑脑电波的波形,将信号以30s为标准进行分段,

每一时段将各个频段的波的能量比值,都要提取特征值,由于各个睡眠阶段,各种频率与波幅有区别,因此将脑波信号分成各种频段的波,然后进行频谱分析,将数据分成alpha波、beta波、sigma波、delta波、theta波,针对人睡眠的各个阶段,大脑的清醒时,即为觉醒期, alpha波为主要背景波并混合其它频率的波,当进入浅睡眠期时, alpha波减少,开始有theta波现,波幅较小,脑电波呈平坦趋势,浅睡眠期出现sigma波,但持续时间很短,很快就会进入轻睡眠期,这个阶段的睡眠伴随着k复合波(sigma波和delta波)与睡眠纺锤波的出现。睡眠纺锤波出现往往会持续数秒,频率的在14Hz左右。在深度睡眠阶段,2Hz以下的delta波开始增加,约占20%以上。波幅较大,在75 μ v以上。如果不给予强烈的刺激,被检查者就不会觉醒。以上的睡眠阶段可以称之为非快速眼动期,与之相对的是快速眼动期,这个阶段的睡眠会伴随着眼球的快速转动,并出现不规则的beta波,身体的抗重力肌的肌张力会显著降低,EMG为肌电信号,快速眼动期往往会发生在非快速眼动期之后,以约90分钟出现一次。

[0012] 作为优选,还包括以下步骤:

[0013] (6):根据步骤(5)对睡眠阶段的分类,绘出睡眠图;

[0014] (7):对步骤(6)得到的睡眠图,进行后处理,利用平滑滤波技术对睡眠图进行修整。对处理后的信号进行分类,并根据分类依据绘出睡眠图,信号处理流程简单,通过平滑滤波技术对睡眠图进行修整,提高了睡眠图的精准性。

[0015] 作为优选,步骤(5)中根据决策树对每个频段的特征值进行参数比较,进行睡眠阶段的分类。通过专业医师划分的睡眠图来训练决策树,最后得到最优化的特征值的阈值。

[0016] 作为优选,步骤(4)特征值的提取,利用Parseval's theorem,公式为

$$\sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2 = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} |X(e^{j\phi})|^2 d\phi$$

计算出每个时段的各个频段的能量值作为特征值,并计算各频

段的比值作为特征值。Parseval's theorem为帕塞瓦尔定理,通过计算将各种特征值集合,用于睡眠阶段的分类依据作为优选,对步骤(4)中得到的特征值进行阈值的优化包括如下步骤:

[0017] 1):利用多导睡眠仪测量被检测的睡眠脑电,然后让划分阶段并记录各个时段的分类;

[0018] 2):利用算法划分左额极和右额极的EEG信号并记录;

[0019] 3):按照卡方检验,来统计各个频段的个数,最后计算卡方值;

[0020] 4):通过调节参数,重复上述过程,直到算出最优的卡方值。进一步将特征值进行优化,提高睡眠图的准确性。

[0021] 作为优选,alpha波的频率范围为8Hz—12Hz,、beta波的频率范围为18Hz—30Hz, sigma波的频率范围为12—16Hz,delta波的频率范围为0.5Hz—7Hz,theta波的频率范围为4Hz—7Hz,EMG的频率范围为40Hz—50Hz。

[0022] 作为优选,步骤(4)中分频段利用FFT卷积、滤波,把滤波器得到后的参数从时域转变为频域并保存。使用FFT来实现快速卷积,有效的降低的算法时间复杂度,可以减少计算量。

[0023] 作为优选,步骤(1)中的信号采集频率为150~300samples/s。

[0024] 作为优选,步骤(4)中降采样处理,使采样频率在10~25Hz。采样率逐步从

250samples/s降到16samples/s,这种处理大大的减少了计算量由于计算量减少很多,所以可以在下位机实现实时处理信号。

[0025] 本发明由于采用了以上技术方案,具有显著的技术效果:通过单通道采集设备来简化多导睡眠仪,然后通过对采集的信号进行处理,分离各频段的信号,来确定被检测者处于的睡眠阶段,整个过程操作简单分析自动化,可以有效解决的医院设备不足的问题,价格低廉,操作简单方便,通过算法可快速得到精准的睡眠图。

附图说明

[0026] 图1是左额极(Fp1)和右额极(Fp2)电位在头颅所在的位置。

[0027] 图2是本发明流程图。

[0028] 图3是决策树示意图。

[0029] 图4是各睡眠阶段的波形图。

[0030] 图5是睡眠报图。

具体实施方式

[0031] 下面结合附图与实施例对本发明作进一步详细描述。

[0032] 实施例1

[0033] 基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法,如图1至图5所示,包括如下步骤:

[0034] (1):将信号采集设备分别与左额极、右额极连接,采集脑电信号、眼电信号和下颌肌电信号,额极有电信号、眼电信号和下颌肌电信号三种信号混合,对医生来说,是伪差;

[0035] (2):滤波,通过低通滤波器对信号进行滤波处理,截止高于50Hz的频段的信号,允许低于50Hz的频率的信号通过,平滑采集到的信号的波形,对信号进行滤波处理,消除伪差,通过滤波器屏蔽电子元件对信号采集的噪声;

[0036] (3):将信号分频段,时域以30s为单元进行分段处理,然后进行频谱分析;

[0037] (4):提取特征值,按照频谱分析后的数据将信号分为alpha波、beta波、sigma波、delta波、theta波和EMG的频率范围对信号进行分频段并对每个频段的信号进行降采样处理,每段分频段时间内,都要提取特征值,因为各个睡眠阶段的主频率和波幅都不一样,分别计算alpha波、beta波、sigma波、delta波、theta波和EMG每个频段的能量值作为特征值,分别计算alpha波、beta波、sigma波、delta波、theta波和EMG的特征值定义为alpha、beta、sigma、delta、theta和EMG,计算能量比值作为每个频段的特征值,能量比值分别为Sigma/delta、delta/beta、Alpha/beta、Beta/EMG,将能量比值Sigma/delta定义为SDR,delta/beta定义为DBR,Alpha/beta定义为ABR,Beta/EMG定义为BER;将特征值进行阈值优化,特征值SDR后的阈值定义为SDR_Threshold,特征值DBR后的阈值定义为DBR_Threshold,特征值delta后的阈值定义为delta_Threshold,特征值theta后的阈值定义为theta_Threshold1,特征值BER后的阈值定义为BER_Threshold,特征值ABR后的阈值定义为ABR_Threshold,特征值theta后的阈值定义为theta_Threshold2,特征值theta后的阈值定义为theta_Threshold2,通过设置能量比值作为特征值提高决策树分类的准确性。

[0038] (5):将处理后的信号进行睡眠阶段的分类。

[0039] 还包括以下步骤:

[0040] (6):根据步骤(5)对睡眠阶段的分类,绘出睡眠图;

[0041] (7):对步骤(6)得到的睡眠图,利用平滑滤波技术对睡眠图进行修整,得

[0042] 到最终的睡眠图。

[0043] 步骤(5)中根据决策树对每个频段的特征值进行参数比较,进行睡眠阶段的分类。睡眠分期的决策树,其中wake,REM,NREM1,NREM2,NREM3分别代表觉醒期,快速眼动期,思睡期,浅睡期,深睡期。REM,NREM1,NREM2,NREM3分别缩略为R、N1、N2、N3。在节点1将所有的特征值与SDR_Threshold进行比较,大于阈值SDR_Threshold分为一组N3、N2、以及少量的N1,小于阈值SDR_Threshold一组则为wake、R、和N1,在节点2特征值DBR>阈值DBR_Threshold而且特征值delta>阈值delta_Threshold,则将N3分类,将剩下的N2和N1从节点2到节点4继续进行分类,在节点4特征值theta>阈值theta_Threshold1的则是N1,小于阈值theta_Threshold1则是N1。在节点3特征值BER>阈值BER_Threshold而且特征值EMG>阈值EMG_Threshold,则分成R,N1一组,R、N1进入节点5继续分类,在节点5特征值theta>阈值theta_Threshold2,则将N1分类,特征值theta<阈值theta_Threshold2,则将R分类,在节点6特征值ABR>阈值ABR_Threshold,则将wake进行分类,否则就没有分类,赋值上一帧的结果。

[0044] 步骤(4)特征值的提取,利用Parseval's theorem,公式为

$$\sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2 = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} |x(e^{j\Phi})|^2 d\Phi$$

计算出每个时段的各个频段的能量值作为特征值,并计算各频段的能量比值作为特征值。

[0045] 对步骤(4)中得到的特征值进行阈值的优化包括如下步骤:

[0046] 1):利用多导睡眠仪测量被检测的睡眠脑电,然后让划分阶段并记录各个时段的分类;

[0047] 2):利用算法划分左额极和右额极的EEG信号并记录;

[0048] 3):按照卡方检验,来统计各个频段的个数,最后计算卡方值;

[0049] 4):通过调节参数,重复上述过程,直到算出最优的卡方值。

[0050] alpha波的频率范围为8Hz—12Hz,、beta波的频率范围为18Hz—30Hz,sigma波的频率范围为12—16Hz,delta波的频率范围为0.5Hz—7Hz,theta波的频率范围为4Hz—7Hz,EMG的频率范围为40Hz—50Hz。

[0051] 步骤(3)中分频利用FFT卷积、滤波,把滤波器得到后的参数从时域转变为频域并保存。

[0052] 步骤(1)中的信号采集频率为250samples/s。

[0053] 步骤(4)中降采样处理,使采样频率在16Hz。采样率逐步从250samples/s降到16samples/s,这种处理大大的减少了计算量,再计算各个频段的包络函数,通过各个频段包络函数的比值,得到特征值。

[0054] 总之,以上所述仅为本发明的较佳实施例,凡依本发明申请专利范围所作的均等变化与修饰,皆应属本发明专利的涵盖范围。

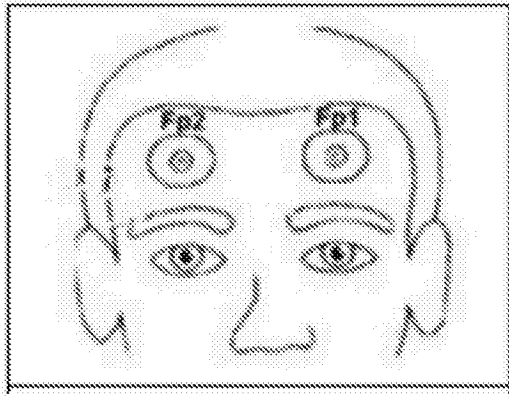


图1

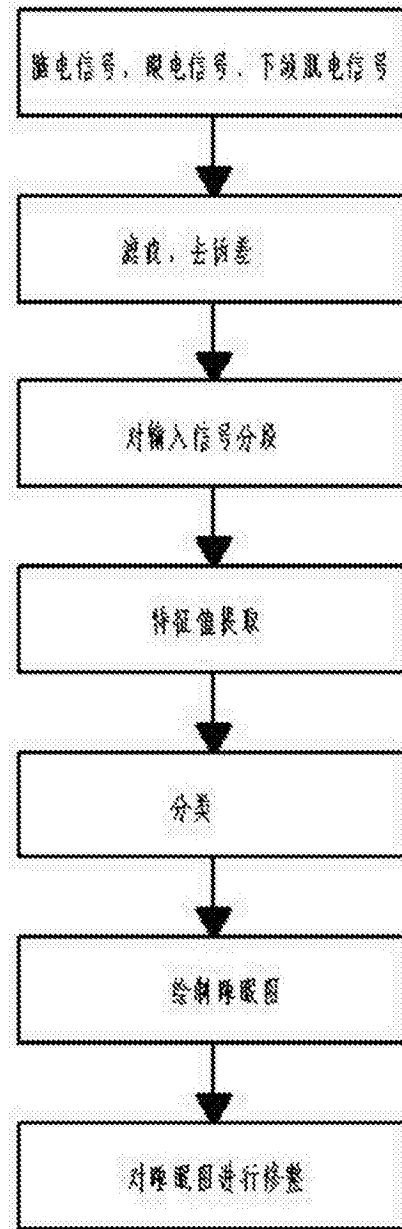


图2

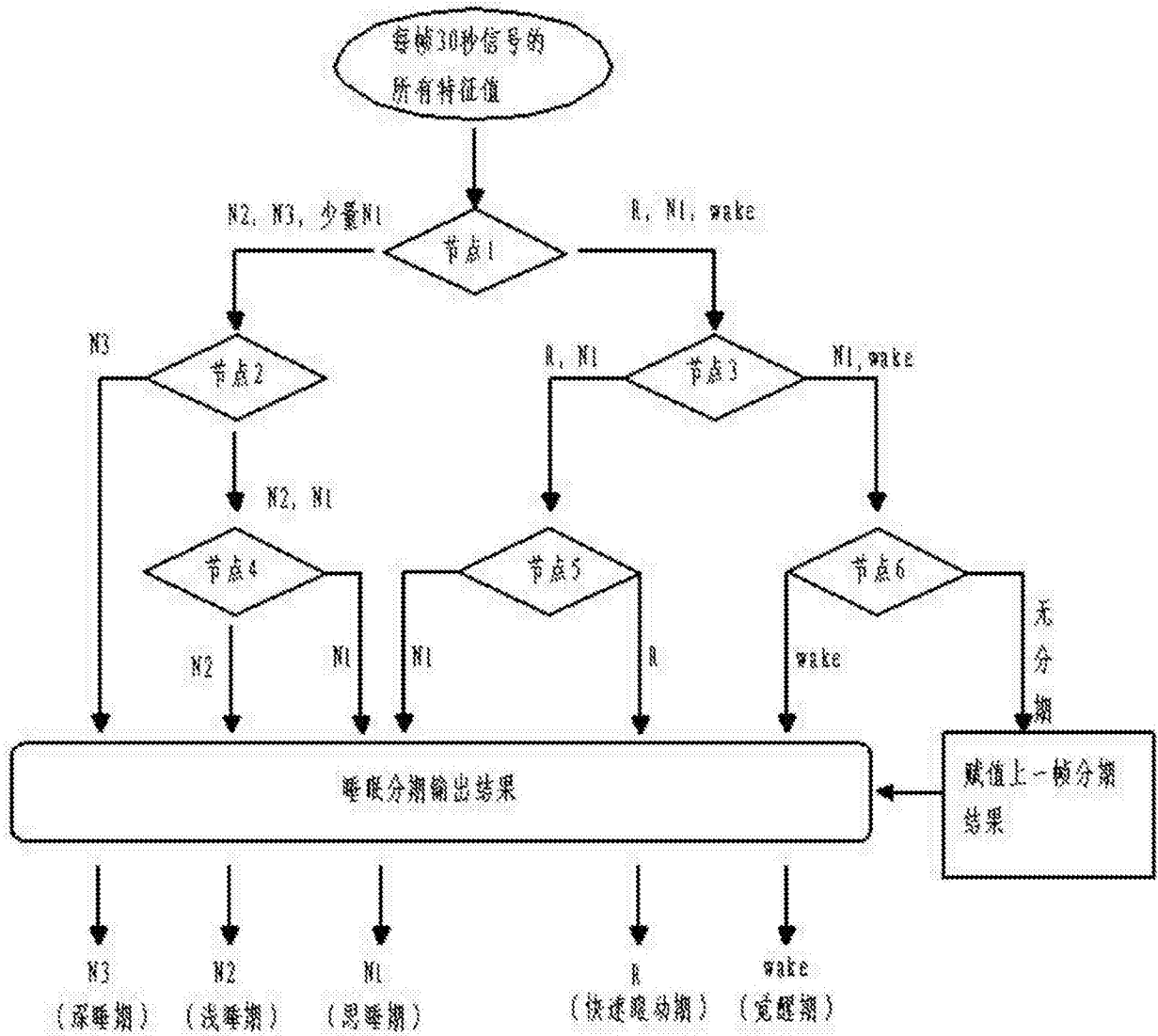


图3

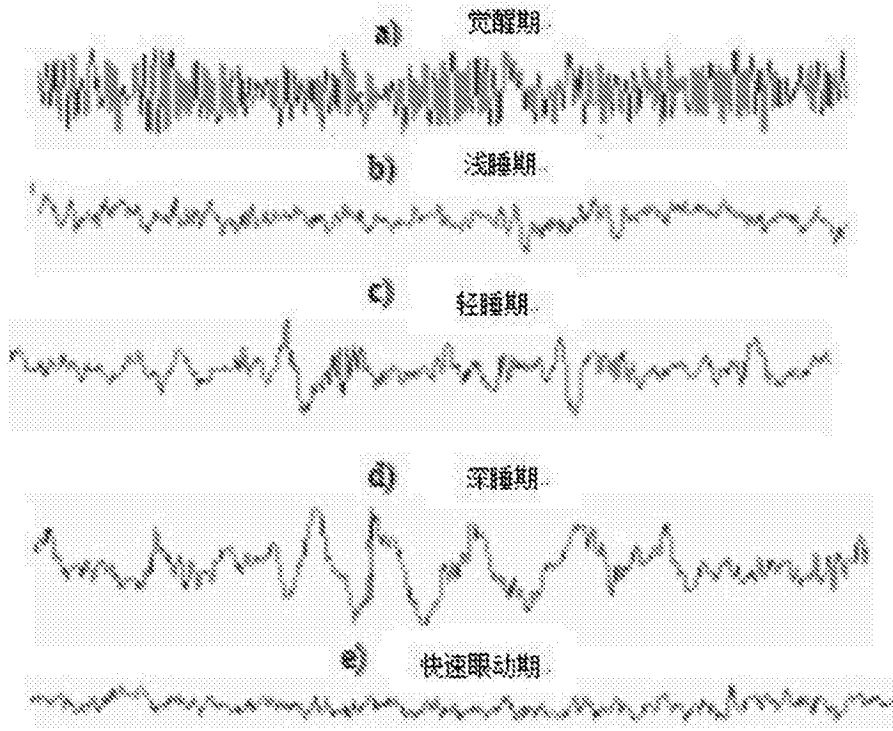


图4

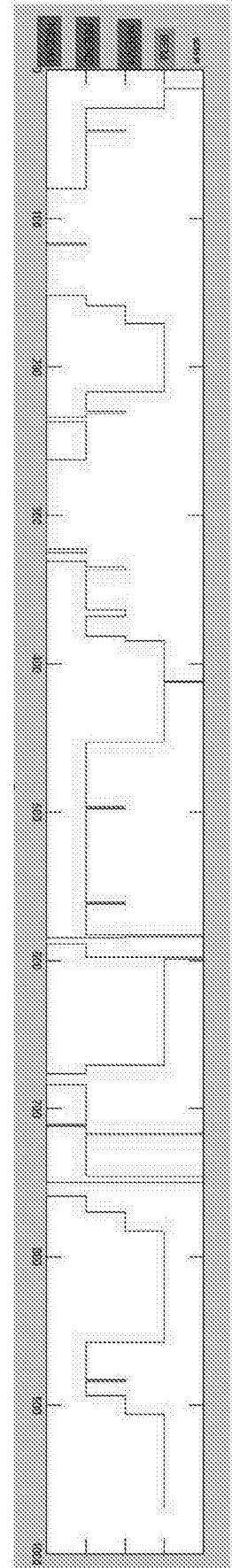


图5

专利名称(译)	基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法		
公开(公告)号	CN105496363A	公开(公告)日	2016-04-20
申请号	CN201510940716.4	申请日	2015-12-15
[标]发明人	汪嘉恒 蒋明达 胡宸瀚 吕宏 徐春辉		
发明人	汪嘉恒 蒋明达 胡宸瀚 吕宏 徐春辉		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/0496 A61B5/0488		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/0488 A61B5/0496 A61B5/4812 A61B5/725 A61B5/7253 A61B5/7264		
其他公开文献	CN105496363B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及睡眠脑电检测信号的识别领域，公开了基于检测睡眠脑电信号对睡眠阶段进行分类的方法，包括如下步骤：(1)：将信号采集设备分别与左额极、右额极连接，采集脑电信号、眼电信号和下颌肌电信号；(2)：滤波，通过低通滤波器对信号进行滤波处理，截止高于50Hz的频段的信号，允许低于50Hz的频率的信号通过；(3)：将信号分频段，时域以30s为单元进行分段处理；(4)：提取特征值，分别计算每个频段的能量，通过能量比值作为每个频段的特征值。本发明通过采集设备来简化多导睡眠仪，然后通过采集的信号进行处理，分离各频段的信号，来确定被检测者处于的睡眠阶段，整个过程操作简单分析自动化，可以有效解决的医院设备不足的问题。

