



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106859640 A

(43)申请公布日 2017.06.20

(21)申请号 201710055218.0

(22)申请日 2017.01.24

(71)申请人 东莞见达信息技术有限公司

地址 523000 广东省东莞市松山湖高新技术
产业开发区礼宾路4号松科苑7号楼
406室

(72)发明人 王兴军 韩德民 陈世雄 李彦如
冯发润 于涛 李庆 彭宁 马睿

(74)专利代理机构 东莞市华南专利商标事务所
有限公司 44215

代理人 马腾飞

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

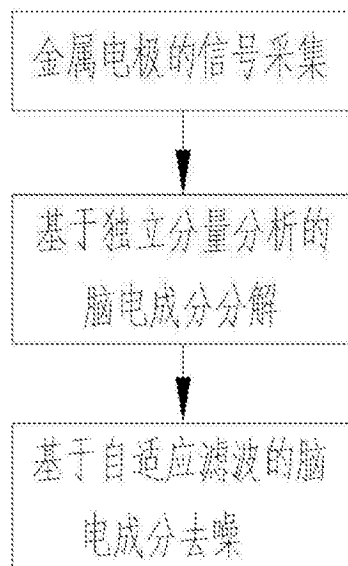
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于独立分量分析的脑电测量器及方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于独立分量分析的脑电测量器,用于绑在额头上的松紧带、放置在耳朵上的参考电极以及放置在耳朵上的接地电极;所述松紧带设有若干个金属电极;本发明只需在额头放置若干个外表光滑的金属电极,利用独立分量分析和自适应滤波软件算法分离记录信号中的脑电成分和眼电成分,最后用分离得到的脑电和眼电进行睡眠的分析和评估。这种电极优化方法避免了在大脑诸多位置放置大量电极,从根本上消除了电极安放对病人正常睡眠的影响;该发明提出的优化方案将所有电极集中于额头上,完全避免了头发对电极接触的影响,从而提高了睡眠监测的信号质量和结果的稳定性。



1. 一种基于独立分量分析的脑电测量器,其特征在于:包括有用于绑在额头上的松紧带(1)、放置在耳朵上的参考电极以及放置在耳朵上的接地电极;所述松紧带(1)设有若干个金属电极(2)。

2. 根据权利要求1所述的一种基于独立分量分析的脑电测量器,其特征在于:相邻两个所述金属电极(2)的间距相等。

3. 根据权利要求1所述的一种基于独立分量分析的脑电测量器,其特征在于:所述松紧带(1)设有粘扣(3)。

4. 利用权利要求1所述脑电测量器的一种测量脑电的方法,其特征在于:包括以下步骤:

A: 将接地电极、参考电极以及松紧带(1)内的金属电极(2)分别通过电极线接入相关的脑电采集设备,进行睡眠脑电的采集,从而得出不同位置的脑电、肌电混合信号;

B: 采用独立分量分析法对混合信号进行计算,分离得出包括脑电分量以及肌电的相互独立的源信号;

C: 采用自适应滤波对源信号进行滤波。

5. 根据权利要求4所述的一种测量脑电的方法,其特征在于:在步骤B中的独立分量分析法,包括以下步骤:

S1: 根据公式 $X = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_k(t)]^T$ 得出混合信号矩阵,其中k的取值为金属电极(2)的数量, $x_i(t)$ [$i = 1, 2, \dots, k$] 为不同金属电极(2)得到的观察样本;

S2: 设置源信号矩阵 $S = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_z(t)]^T$,其中z为源信号的数量, $s_i(t)$ [$i = 1, 2, \dots, z$] 为相互独立源信号,包括有肌电以及 α 波、 β 波等脑电分量;

S3: 设置混合矩阵A,用以描述信号混合过程的特征;

S4: 设置噪声矩阵n;得出混合信号与源信号的关系 $X = AS + n$;

S5: 设置分离系统矩阵W以及源信号S的估计值Y,得出关系 $Y = WX$;

S6: 采用固定点算法算出W值,从而得出相互独立的源信号 $s_i(t)$ [$i = 1, 2, \dots, z$]。

6. 根据权利要求5所述的一种测量脑电的方法,其特征在于:在步骤C中的自适应滤波,包括以下步骤:

K1: 初始化权系数矢量 $w(0)$ 的初始值,设定为0;

K2: 更新 $n = 0, 1, 2, \dots$, 用公式 $e(n) = d(n) - x^T(n)w(n)$ 、 $w(n+1) = w(n) + 2\mu e(n)x(n)$ 对权值进行计算;

K3: 求得滤波权重系数 $w(n+1)$, 重复步骤K2, 一直达到稳态为止;

K4: 按照公式 $y(n) = \sum_{i=1}^M w_i(n)x(n-i+1) = w^T(n)x(n)$ 对每个源信号进行滤波。

一种基于独立分量分析的脑电测量器及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗测试领域,具体涉及一种基于独立分量分析的脑电测量器及方法。

背景技术

[0002] 现有睡眠监测脑电测量的共同缺点是需要在大脑的枕叶、顶叶和额叶等多个位置安放电极,这些位置上大量头发的存在会阻碍电极与头皮的接触,给电极放置带来了极大的挑战。因此传统的睡眠监测脑电湿电极普遍需要使用导电膏,以减小头发对电极接触的影响,降低电极与皮肤之间的接触电阻。这种湿电极最大的缺点在于,导电膏在一定时间内易干掉,这显然不利于心电和脑电信号的长期监测。导电膏的使用通常会给病人的皮肤带来刺激性而产生不舒适的感觉,枕叶安放金属电极会给病人的正常睡眠带来极大的影响。一般情况下还需要剪掉电极安放位置的头发,病人的接受度普遍较低。同时,湿电极的安放需要专业的医护人员进行,导致医护人员工作量较大,病人的检查费用较高,而且存在病人皮肤对导电膏或者电极固定胶带过敏的风险。

[0003] 干电极虽然可以避免导电膏的使用,但是也存在自身的缺点和局限性。电容式干电极的最大优势是可以隔着衣物记录生物电势信号,缺点是信噪比较小,容易受干扰。因此往往需要有较大电极面积,并且只能测量相对强度较大的信号(如心电信号的监护)。因此,电容式干电极采集到的脑电信号信噪比较低,采集过程对病人翻身动作和呼吸动作都极为敏感,信号的抗干扰能力较差。基于微纳柱状阵列的阻抗式干电极由于难以穿过毛发浓密的区域,因此很难用来提取头皮脑电。毫米级或厘米级的柱子阵列干电极由于其大尺寸,可以有效穿过毛发,可以用于毛发区域。由于具有较大的接触阻抗,这种电极往往在电极后部紧跟一个跟随放大器,称为有源干电极(active dry electrode)。针式电极的引入,阻抗式干电极往往在病人睡觉压迫电极时会产生刺痛感;放大器的引入,会导致电极的实现成本较高,电路设计较为复杂,而且对病人的身体挪动极为敏感。

发明内容

[0004] 本发明的目的是针对现有技术中的上述不足,提供了一种基于独立分量分析的脑电测量器。

[0005] 为实现上述目的,本发明的具体方案如下:一种基于独立分量分析的脑电测量器,用于绑在额头上的松紧带、放置在耳朵上的参考电极以及放置在耳朵上的接地电极;所述松紧带设有若干个金属电极。

[0006] 本发明进一步设置为,相邻两个所述金属电极的间距相等。

[0007] 本发明进一步设置为,所述松紧带设有粘扣。

[0008] 利用权利要求1所述脑电测量器的一种测量脑电的方法,包括以下步骤:

[0009] A:将接地电极、参考电极以及松紧带内的金属电极分别通过电极线接入相关的脑电采集设备,进行睡眠脑电的采集,从而得出不同位置的脑电、肌电混合信号;

[0010] B:采用独立分量分析法对混合信号进行计算,分离得出包括脑电分量以及肌电的相互独立的源信号;

[0011] C:采用自适应滤波对源信号进行滤波。

[0012] 本发明进一步设置为,在步骤B中的独立分量分析法,包括以下步骤:

[0013] S1:根据公式 $X = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_k(t)]^T$ 得出混合信号矩阵,其中k的取值为金属电极的数量, $x_i(t)$ [$i = 1, 2, \dots, k$]为不同金属电极得到的观察样本;

[0014] S2:设置源信号矩阵 $S = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_z(t)]^T$,其中z为源信号的数量, $s_i(t)$ [$i = 1, 2, \dots, z$]为相互独立源信号,包括有肌电以及 α 波、 β 波等脑电分量;

[0015] S3:设置混合矩阵A,用以描述信号混合过程的特征;

[0016] S4:设置噪声矩阵n;得出混合信号与源信号的关系 $X = AS + n$;

[0017] S5:设置分离系统矩阵W以及源信号S的估计值Y,得出关系 $Y = WX$;

[0018] S6:采用固定点算法算出W值,从而得出相互独立的源信号 $s_i(t)$ [$i = 1, 2, \dots, z$]。

[0019] 本发明进一步设置为,在步骤C中的自适应滤波,包括以下步骤:

[0020] K1:初始化权系数矢量w的初始值,设定为0;

[0021] K2:更新 $n = 0, 1, 2, \dots$,用公式 $e(n) = d(n) - x^T(n)w(n)$ 、 $w(n+1) = w(n) + 2\mu e(n)x(n)$ 对权值进行计算;

[0022] K3:求得滤波权重系数 $w(n+1)$,重复步骤K2,一直打到稳态为止;

[0023] K4:按照公式 $y(n) = \sum_{i=1}^M w_i(n)x(n-i+1) = w^T(n)x(n)$ 对每个源信号进行滤波。

[0024] 本发明的有益效果:本发明提出一种新的电极优化方法,只需在额头放置8个外表光滑的金属电极,利用独立分量分析和自适应滤波软件算法分离记录信号中的脑电成分和眼电成分,最后用分离得到的脑电和眼电进行睡眠的分析和评估。这种电极优化方法避免了在大脑诸多位置放置大量电极,从根本上消除了电极安放对病人正常睡眠的影响;该发明提出的优化方案将所有电极集中于额头上,完全避免了头发对电极接触的影响,从而提高了睡眠监测的信号质量和结果的稳定性。

附图说明

[0025] 利用附图对发明作进一步说明,但附图中的实施例不构成对本发明的任何限制,对于本领域的普通技术人员,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据以下附图获得其它的附图。

[0026] 图1是本发明脑电测量器的结构示意图;

[0027] 图2是本发明测量脑电方法的流程图;

[0028] 图3是本发明脑电成分分解的原理框图;

[0029] 图4是本发明脑电成分去噪的示意图;

[0030] 图5是本发明自适应横向滤波器的结构框图;

[0031] 其中:1-松紧带;2-金属电极;3-粘扣。

具体实施方式

[0032] 结合以下实施例对本发明作进一步描述。

[0033] 如图1所示,本实施例所述的一种基于独立分量分析的脑电测量器,用于绑在额头上的松紧带1、放置在耳朵上的参考电极以及放置在耳朵上的接地电极;所述松紧带1设有若干个金属电极2。本实施例所述的一种基于独立分量分析的脑电测量器,相邻两个所述金属电极2的间距相等。本实施例所述的一种基于独立分量分析的脑电测量器,所述松紧带1设有粘扣3。具体地,在使用的时候本实施例的脑电测量器需要与脑电采集设备连接,金属电极2、参考电极以及接地电极将相关测量后传输至脑电采集设备当中,然后进行计算;其中金属电极2的数量为8个,按照4X2的矩阵均匀分布在松紧带1的中间,通过粘扣3使得松紧带1绑在用户的额头上。

[0034] 利用权利要求1所述脑电测量器的一种测量脑电的方法,包括以下步骤:

[0035] A:将接地电极、参考电极以及松紧带1内的金属电极2分别通过电极线接入相关的脑电采集设备,进行睡眠脑电的采集,从而得出不同位置的脑电、肌电混合信号;

[0036] B:采用独立分量分析法对混合信号进行计算,分离得出包括脑电分量以及肌电的相互独立的源信号;

[0037] C:采用自适应滤波对源信号进行滤波。

[0038] 本发明进一步设置为,在步骤B中的独立分量分析法,包括以下步骤:

[0039] S1:根据公式 $X = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_k(t)]^T$ 得出混合信号矩阵,其中k的取值为金属电极2的数量, $x_i(t)$ [$i = 1, 2, \dots, k$]为不同金属电极2得到的观察样本;

[0040] S2:设置源信号矩阵 $S = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_z(t)]^T$,其中z为源信号的数量, $s_i(t)$ [$i = 1, 2, \dots, z$]为相互独立源信号,包括有肌电以及 α 波、 β 波等脑电分量;

[0041] S3:设置混合矩阵A,用以描述信号混合过程的特征;

[0042] S4:设置噪声矩阵n;得出混合信号与源信号的关系 $X = AS + n$;

[0043] S5:设置分离系统矩阵W以及源信号S的估计值Y,得出关系 $Y = WX$;

[0044] S6:采用固定点算法算出W值,从而得出相互独立的源信号 $s_i(t)$ [$i = 1, 2, \dots, z$]。

[0045] 本发明进一步设置为,在步骤C中的自适应滤波,包括以下步骤:

[0046] K1:初始化权系数矢量 w_0 的初始值,设定为0;

[0047] K2:更新 $n = 0, 1, 2, \dots$,用公式 $e(n) = d(n) - x^T(n)w(n)$ 、 $w(n+1) = w(n) + 2\mu e(n)x(n)$ 对权值进行计算;

[0048] K3:求得滤波权重系数 w_{n+1} ,重复步骤K2,一直打到稳态为止;

[0049] K4:按照公式 $y(n) = \sum_{i=1}^M w_i(n)x(n-i+1) = w^T(n)x(n)$ 对每个源信号进行滤波。

[0050] 具体地,如图2和图3所示,在金属电极2采集信息的时候,会采集到相关的肌电以及脑电分量,其中脑电分量包括有 α 波、 β 波等分量,而肌电与脑电分量在采集的时候会在混合矩阵A中混合在一起,同时,会有噪声矩阵n进行干扰,此时,采用独立分量分析法得出分离矩阵W,从而分离得到肌电以及脑电分量;而在寻找最优分离矩阵W过程中,建立独立判据函数G,比如非高斯性度量、互信息极小化、信息极大化及极大似然估计等判据,采用随机梯度法、自适应算法、旋转因子乘积算法等方法,寻找判据函数的最优解。同时使用FastICA算法,又称固定点(Fixed-Point)算法。FastICA算法本质上是一种最小化估计分量互信息的神经网络方法,是利用最大熵原理来近似负熵,并通过一个合适的非线性函数G并使其达到最优;从而得出分离矩阵W的值,根据公式 $Y = WX$ 即可以得到源信号 $s_i(t)$ [$i = 1, 2, \dots, z$]的估

算值Y;

[0051] FastICA算法还可以利用最大熵原理估计最佳的源信号数目,因此本发明采用FastICA算法,先估计肌电和脑电分量的数目,然后分别得到每个分量对应的时域波形。本发明应用FastICA之前还做了以下处理,使得ICA的计算更加简单:

[0052] 1中心化:如果混合信号的各分量均值都为零,可以简化ICA的计算,因此应用ICA算法前常常将观测样本中心化,使样本的中心移至零点;

[0053] 2白化:给定一组样本,利用线性变换去除它们的相关性,得到一组互相独立的样本,并作为ICA的输入,可以加快ICA算法的收敛速度。通常采用特征值分解的方法对信号进行白化;

[0054] 3滤波:除了中心化和白化,有的场合还采用滤波器对混有不相干噪声的观测样本进行滤波,以减小噪声对结果的影响。

[0055] 如图4和图5所示,自适应滤波主要包括参数可调的数字滤波器和自适应算法两部分,其中 $x(n)$ 称为输入信号, $y(n)$ 称为输出信号, $d(n)$ 称为期望信号, $e(n)$ 为误差信号,其中, $e(n) = d(n) - y(n)$ 。这里,期望信号 $d(n)$ 是根据不同用途来选择的,自适应滤波器的输出信号 $y(n)$ 是对期望信号 $d(n)$ 进行估计的,滤波参数受误差信号 $e(n)$ 的控制并自动调整,使输出信号 $y(n)$ 最接近期望信号 $d(n)$ 。除 $e(n)$ 之外,有时也要用到输入信号 $x(n)$ 对滤波器参数进行调整。自适应滤波器控制机理是用误差序列 $e(n)$ 按照某种准则和算法对其滤波器系数进行调节,最终使自适应滤波的目标函数最小化。在自适应算法中,最小均方算法Least Mean Square, LMS是运用最广泛的一类算法。自适应横向滤波器结构框图,它是一种具有可调节抽头权系数的横向滤波器,权系数 $w_1(n), w_2(n), \dots, w_M(n)$ 表示在 n 时刻的值。

[0056] 令权系数矢量: $w(n) = [w_1(n), w_2(n), \dots, w_M(n)]^T$,滤波器抽头输入信号矢量: $x(n) = [x(n), x(n-1), \dots, x(n-M)]^T$,因此,输出信号 $y(n)$ 为

$$[0057] \quad y(n) = \sum_{i=1}^M w_i(n)x(n-i+1) = \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n)$$

[0058] 误差序列 $e(n)$ 可以写成 $e(n) = d(n) - y(n)$ 。LMS算法使用的准则是使滤波器的期望输出值和实际输出值之间的均方误差(MSE)最小化的准则(数理统计中均方误差是指参数估计值与参数真值之差平方的期望值,MSE的值越小,说明预测模型描述实验数据具有更好的精确度),即 $e(n)$ 的平方值的期望值最小,并根据这个判据来修改权系数 $w(n)$ 以达到最优,即确定 $w(n)$ 使目标函数的值最小。

[0059] 最速下降法又称梯度下降法,是一个最优化迭代算法,它利用梯度信息分析自适应滤波性能和追踪最佳滤波状态。基于最速下降法的LMS算法的迭代公式如下:

$$[0060] \quad w(n+1) = w(n) + 2\mu e(n) x(n)$$

[0061] 此式为LMS算法最终表达式,式中, $x(n)$ 为自适应滤波器的输入; $d(n)$ 为参考信号; $e(n)$ 为误差; $w(n)$ 为权重系数; μ 为步长。LMS算法收敛的条件为: $0 < \mu < 1/\lambda_{\max}$, $\lambda_{\max}$ 是输入信号自相关矩阵的最大特征值。在实际使用中,需要合理选择步长参数 μ ,该参数将影响算法的收敛和失调性能。

[0062] 基于以上推导过程,LMS自适应滤波算法对脑电分量进行去噪的流程如下:

[0063] 步骤1:初始化权系数矢量 $w(0)$ 为任意初始值,一般可以设为0;

[0064] 步骤2:更新 $n=0, 1, 2, \dots$,用下面两个公式对权值进行计算:

[0065] $e(n) = d(n) - \mathbf{x}^T(n) \mathbf{w}(n)$

[0066] $\mathbf{w}(n+1) = \mathbf{w}(n) + 2\mu e(n) \mathbf{x}(n)$

[0067] 步骤3:求得滤波权重系数 $\mathbf{w}(n+1)$,重复步骤2,一直到达稳态为止。

[0068] 步骤4:按照公式 $y(n) = \sum_{i=1}^M w_i(n)x(n-i+1) = \mathbf{w}^T(n)\mathbf{x}(n)$ 对ICA算法得到的每一个分量进行滤波,从而进一步去除环境噪声、自发脑电等干扰。

[0069] 最后应当说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对本发明保护范围的限制,尽管参照较佳实施例对本发明作了详细地说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明技术方案的实质和范围。

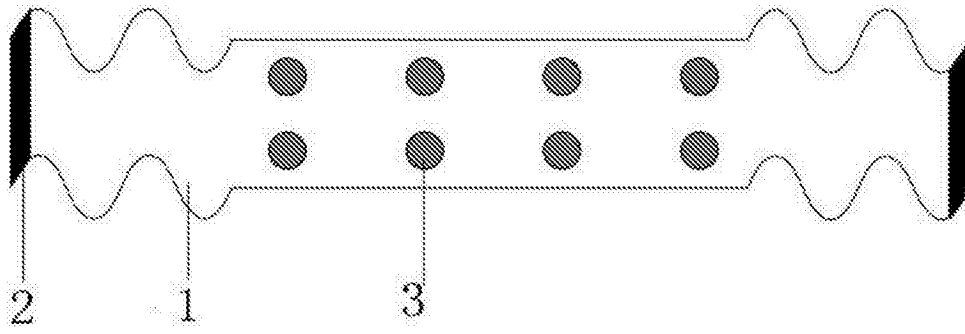


图1

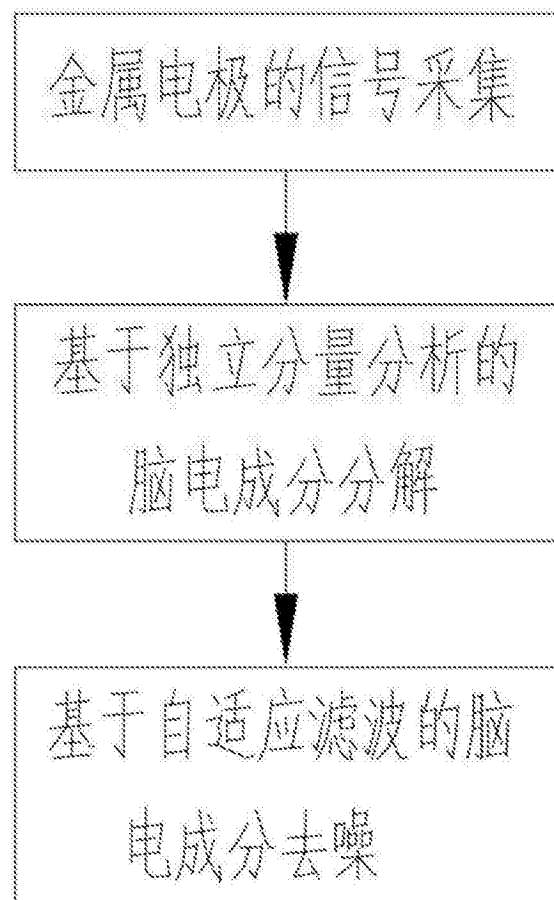


图2

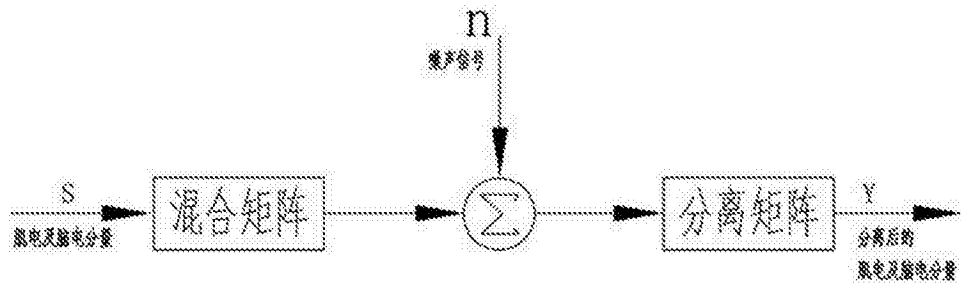


图3

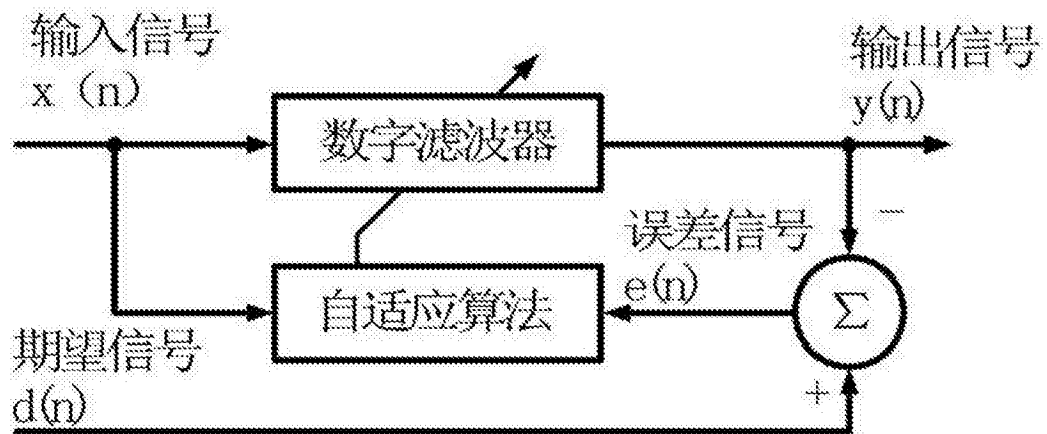


图4

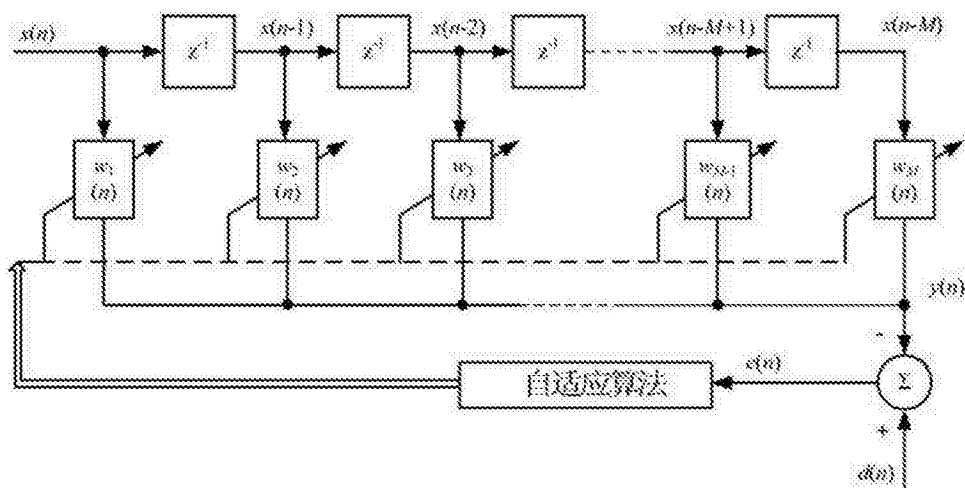


图5

专利名称(译)	一种基于独立分量分析的脑电测量器及方法		
公开(公告)号	CN106859640A	公开(公告)日	2017-06-20
申请号	CN201710055218.0	申请日	2017-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	东莞见达信息技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	东莞见达信息技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东莞见达信息技术有限公司		
[标]发明人	王兴军 韩德民 陈世雄 李彦如 冯发润 于涛 李庆 彭宁 马睿		
发明人	王兴军 韩德民 陈世雄 李彦如 冯发润 于涛 李庆 彭宁 马睿		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04012 A61B5/4806		
代理人(译)	马腾飞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于独立分量分析的脑电测量器，用于绑在额头上的松紧带、放置在耳朵上的参考电极以及放置在耳朵上的接地电极；所述松紧带设有若干个金属电极；本发明只需在额头放置若干个外表光滑的金属电极，利用独立分量分析和自适应滤波软件算法分离记录信号中的脑电成分和眼电成分，最后用分离得到的脑电和眼电进行睡眠的分析和评估。这种电极优化方法避免了在大脑诸多位置放置大量电极，从根本上消除了电极安放对病人正常睡眠的影响；该发明提出的优化方案将所有电极集中于额头上，完全避免了头发对电极接触的影响，从而提高了睡眠监测的信号质量和结果的稳定性。

