



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109893097 A

(43)申请公布日 2019.06.18

(21)申请号 201910244092.0

(22)申请日 2019.03.28

(71)申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市碑林区咸宁西路28号

(72)发明人 王刚 刘治安 冯一鸣 闫相国 颜浓

(74)专利代理机构 西安智大知识产权代理事务所 61215

代理人 弋才富

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统与方法

(57)摘要

一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统与方法,监测系统包括脑血氧信号采集模块,相位幅值耦合调制指数计算模块,最佳频段选定模块,目标信号辨识模块,最佳阈值确定模块和应用模块,先用近红外采集病人前额的Hb和HbO2信号,粗滤波后用相位幅值耦合算法计算各信号MI值;后比较不同阶段的信号MI值差值,得到最佳频段;再重新滤波,计算信号MI值;再用ROC曲线的AUC值,选出对麻醉、清醒区分能力最强的目标信号;再用尤登指数,找到能区分这两阶段的最佳阈值;对进行全麻的新病人,便可采集目标信号,在最佳频段滤波,计算MI值,使用最佳阈值进行麻醉深度监测;本发明具有运算效率高、快速的筛选所需监测信号、安全便携、价格低廉的特点。

CN 109893097 A



1. 一种基于近红外光谱技术的麻醉深度监测系统,其特征在于,包括脑血氧信号采集模块(A)、相位幅值耦合调制指数计算模块(B)、最佳频段选定模块(C)、目标信号辨识模块(D)、最佳阈值确定模块(E)和应用模块(F)六个模块;

所述的脑血氧信号采集模块(A):用于采集接受全身麻醉的病人不同麻醉状态下的脑血氧信号;

所述的相位幅值耦合调制指数计算模块(B):先对脑血氧信号采集模块(A)采得的信号进行简单滤波,分别得到粗略的低频段和高频段信号,然后计算脑血氧信号在麻醉前清醒、麻醉维持和麻醉后清醒三种状态下的MI值;

所述的最佳频段选定模块(C):做麻醉前清醒阶段与麻醉维持阶段、麻醉后清醒阶段与麻醉维持阶段的MI值差值,借此找到麻醉前、麻醉后清醒与麻醉维持阶段MI值最大差异的频段,选定为最佳低频和高频频段,然后对信号重新滤波,计算其MI值;

所述的目标信号辨识模块(D):利用灵敏度与特异性绘制各信号MI值的ROC曲线,然后得到各信号的AUC值,确定AUC值最大的信号为目标信号;

所述的最佳阈值确定模块(E):通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉状态的MI值的阈值,用以监测病人麻醉深度;

所述的应用模块(F):对新的进行全麻的病人,用脑血氧信号采集模块(A)采集目标信号辨识模块(D)确定的信号,在最佳频段选定模块(C)确定的最佳频段滤波,用相位幅值耦合调制指数计算模块(B)的算法计算MI值,利用最佳阈值确定模块(E)确定的阈值,来观测新的进行全麻病人的麻醉深度。

2. 基于权利要求1所述的一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统的监测方法,其特征在于,包括以下步骤:

(1):利用脑血氧信号采集模块(A)采集进行全身麻醉手术的病人在麻醉前清醒、麻醉维持与麻醉后清醒阶段下的近红外脑血氧信号;

(2):利用相位幅值耦合调制指数计算模块(B)进行滤波,得到高频段与低频段的脑血氧信号,然后计算其在麻醉前清醒、麻醉维持和麻醉后清醒三种状态下的MI值;

(3):利用最佳频段选定模块(C)做出麻醉前清醒阶段与麻醉维持阶段、麻醉后清醒阶段与麻醉维持阶段的MI值差值图,找到麻醉前、麻醉后清醒与麻醉维持阶段MI值最大差异的频段;

(4):利用目标信号辨识模块(D)绘制各信号MI值的ROC曲线,然后根据得到的AUC值,确定目标信号;

(5):利用最佳阈值确定模块(E)通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉状态的MI值的阈值,作为监测病人麻醉深度的MI值阈值;

(6):对新的进行全麻的病人,用脑血氧信号采集模块(A)采集目标信号辨识模块(D)确定的信号,在最佳频段选定模块(C)确定的最佳频段滤波,用相位幅值耦合调制指数计算模块(B)的算法计算MI值,利用最佳阈值确定模块(E)确定的阈值,利用应用模块(F)来观测新的进行全麻病人的麻醉深度。

3. 根据权利要求2所述的监测方法,其特征在于,所述步骤(2)具体包括:

(2.1):对于测得的脑血氧信号,用巴特沃斯滤波器进行较宽波段的粗略滤波,得到低频段信号 $x_{ph}(t)$ 与高频段信号 $x_{amp}(t)$;

(2.2):通过希尔伯特变换,分别得到两种信号的瞬时幅值和相位信息,提取低频信号的瞬时相位 $\psi_{ph}(t)$ 和低频信号的瞬时幅值 $A_{amp}(t)$,然后计算HbO₂信号的相位幅值耦合值PAC(t, ϕ)为:

$$PAC(t, \phi) = \int_{t-\frac{\delta t}{2}}^{t+\frac{\delta t}{2}} \int_{\phi-\frac{\delta \phi}{2}}^{\phi+\frac{\delta \phi}{2}} A_{amp}(t') \delta(\psi_{ph}(t') - \phi') d\phi' dt'$$

公式中, t 为时间, δ 函数为单位冲击函数, δt 与 $\delta \phi$ 代表要研究的目标相位区间以及时间段的大小;

(2.3):对PAC(t, ϕ)进行归一化处理,即PAC(t, ϕ)除以 δt 时间内的幅值的积分,得到一个衡量随时间变化的相位幅值耦合调制值M(t, ϕ):

$$M(t, \phi) = \frac{PAC(t, \phi)}{\int_{t-\frac{\delta t}{2}}^{t+\frac{\delta t}{2}} A_{amp}(t') dt'}$$

对于在全相位段内,便有 $\sum M(t, \phi) = 1$;

(2.4):取相位分辨率为 $2\pi/N$,即将全相位段等分成N份,则 $\phi_n = 2\pi n/N$,对于每份 ϕ_n 分别求出M(t, ϕ)的值,用以衡量M(t, ϕ)的在全相位段上的分布情况,即可得到相位幅值耦合调制指数MI(t):

$$MI(t) = \sum_{n=1}^N M(t, \phi_n) \log_2 \frac{M(t, \phi_n)}{1/N}.$$

4. 根据权利要求2所述的监测方法,其特征在于,所述步骤(4)具体包括:

根据二分类方式将数据分成为正类和负类两种,反映正类数据中判断正确率标准的灵敏度与反映负类数据中判断正确率标准的特异性的计算公式如下所示:

$$sensitivity = \frac{TP}{TP + FN}$$

$$specificity = \frac{TN}{TN + FP}$$

式中:TP判断为正类,实际为正类的数据数目;FN判断为负类,实际为正类的数据数目;TN判断为负类,实际为负类的数据数目;FP判断为正类,实际为负类的数据数目;

利用灵敏度与特异性绘制ROC曲线,通过ROC曲线下面积AUC来对所考量的二分类算法的区分能力进行判断,AUC均值最大的信号,即为麻醉与清醒状态能力最强的信号,即为目标信号。

一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理技术领域,尤其涉及一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统及方法,主要应用于临床上对进行全身麻醉的病人的麻醉深度进行监测。

背景技术

[0002] 麻醉,特别是全身麻醉,是在临床治疗中一种常见的手段。一般是在手术过程中,通过静脉注射或者吸入麻醉药物,对病人的中枢神经进行抑制,使病人表现出失去意识、运动功能下降、疼痛刺激反应消失等状态,使病人失去对术中痛觉的记忆,增加手术的安全性,以方便手术的进行。麻醉深度监测,是保障临床手术中麻醉质量的重要方法。如果麻醉深度过重,不仅会增加用药成本,而且会延长患者苏醒时间,甚至对神经系统造成麻醉后遗症。而如果麻醉程度较浅,则有可能引发术中知晓,不仅会影响手术正常进行,还会给患者造成极大的身体和心灵上的创伤。

[0003] 目前,在临床中尚不存在关于麻醉深度监测的“金标准”,在实际的临床中,应用比较广泛的,主要有基于患者临床体征的监测方法以及基于脑电信号的监测方法。前者中应用较广的,主要是最低肺泡浓度(minimum alveolar concentration,MAC)监测,定义是在创伤性刺激下50%的受试者无回应时吸入麻醉药物在肺泡气内的浓度,缺点是只能应用于评价吸入式麻醉药效,无法用于评价静脉麻醉及混合麻醉的深度。后者,主要为监测自发脑电的脑电双谱指数(Bispectral Index,BIS)和监测诱发脑电的听觉诱发电位(Auditory Evoked Potentials,AEP)。BIS是一种无量纲参数,规定在0-100的范围内,当受试者处于绝对清醒时,BIS评估为100;处于最深度麻醉时评估为0。但是BIS对药物有很强的依赖性,例如其与异氟醚和N₂O就无相关性。其次,BIS对不同人种也有较大的差异性。再者,BIS有时不能预测病人的苏醒时间及恢复过程。AEP则是利用病人对于一个重复声音刺激所产生的听觉诱发电位来监测麻醉深,可以反映丘脑及初级听觉皮层的神经元活动,并且其不受阿片类和诱导药物的影响。但是,AEP监测仪容易受到周围环境的影响,同时,AEP依赖于人的听觉,导致患有听力问题的病人很难使用到这种方法。对于基于脑电信号的麻醉深度监测方法,在临床手术中,高频电刀的使用会极大干扰到脑信号采集,从而影响监测方法的应用效果。

发明内容

[0004] 针对以上方法存在的问题,本发明提供了一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统及方法,通过近红外光谱(Near Infrared Spectroscopy,NIRS)技术采集脑血氧信号,利用相位幅值耦合算法,分别计算病人在清醒与麻醉状态下右侧前额叶脑血氧信号的低频段信号相位与高频段信号幅值的相位幅值耦合调制指数(phase-amplitude coherence modulation index,MI),然后利用不同状态下调制指数的差值,找到最适宜不同病人的低频和高频信号频率范围,最后利用尤登指数,找到MI值的最佳阈值,用于监测病

人的麻醉深度,区分其清醒和麻醉状态,在使用上具有便携性、安全、价格低廉的特点。

[0005] 为了达到上述目的,本发明具体技术方案为:

[0006] 一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统,包括脑血氧信号采集模块A、相位幅值耦合调制指数计算模块B、最佳频段选定模块C、目标信号辨识模块D、最佳阈值确定模块E和应用模块F六个模块;

[0007] 所述的脑血氧信号采集模块A:用于采集接受全身麻醉的病人不同麻醉状态下的脑血氧信号;

[0008] 所述的相位幅值耦合调制指数计算模块B:先对脑血氧信号采集模块A采得的信号进行滤波,分别得到粗略的低频段和高频段信号,然后计算脑血氧信号在麻醉前清醒、麻醉维持和麻醉后清醒三种状态下的MI值;

[0009] 所述的最佳频段选定模块C:做麻醉前清醒阶段与麻醉维持阶段、麻醉后清醒阶段与麻醉维持阶段的MI值差值,借此找到麻醉前、麻醉后清醒与麻醉维持阶段MI值最大差异的频段,选定为最佳低频和高频频段,然后对信号重新滤波,计算其MI值;

[0010] 所述的目标信号辨识模块D:利用灵敏度与特异性绘制各信号MI值的ROC曲线,然后得到各信号的AUC值,确定AUC值最大的信号为目标信号;

[0011] 所述的最佳阈值确定模块E:通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉状态的MI值的阈值,用以监测病人麻醉深度;

[0012] 所述的应用模块F:对新的进行全麻的病人,用脑血氧信号采集模块A采集目标信号辨识模块D确定的信号,在最佳频段选定模块C确定的最佳频段滤波,用相位幅值耦合调制指数计算模块B的算法计算MI值,利用最佳阈值确定模块E确定的阈值,来观测新的进行全麻病人的麻醉深度。

[0013] 一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统的监测方法,包括以下步骤:

[0014] (1):利用脑血氧信号采集模块A采集进行全身麻醉手术的病人在麻醉前清醒、麻醉维持与麻醉后清醒阶段下的近红外脑血氧信号;

[0015] (2):利用相位幅值耦合调制指数计算模块B进行滤波,得到高频段与低频段的脑血氧信号,然后计算其在麻醉前清醒、麻醉维持和麻醉后清醒三种状态下的MI值;

[0016] (3):利用最佳频段选定模块C做出麻醉前清醒阶段与麻醉维持阶段、麻醉后清醒阶段与麻醉维持阶段的MI值差值图,找到麻醉前、麻醉后清醒与麻醉维持阶段MI值最大差异的频段;

[0017] (4):利用目标信号辨识模块D绘制各信号MI值的ROC曲线,然后根据得到的AUC值,确定目标信号;

[0018] (5):利用最佳阈值确定模块E通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉状态的MI值的阈值,作为监测病人麻醉深度的MI值阈值;

[0019] (6):对新的进行全麻的病人,用脑血氧信号采集模块A采集目标信号辨识模块D确定的信号,在最佳频段选定模块C确定的最佳频段滤波,用相位幅值耦合调制指数计算模块B的算法计算MI值,利用最佳阈值确定模块E确定的阈值,利用应用模块F来观测新的进行全麻病人的麻醉深度。

[0020] 所述步骤(2)具体包括:

[0021] (2.1):对于测得的脑血氧信号,用巴特沃斯滤波器进行较宽波段的滤波,得到低

频段信号 $x_{ph}(t)$ 与高频段信号 $x_{amp}(t)$;

[0022] (2.2):通过希尔伯特变换,分别得到两种信号的瞬时幅值和相位信息,提取低频信号的瞬时相位 $\psi_{ph}(t)$ 和低频信号的瞬时幅值 $A_{amp}(t)$,然后计算HbO₂信号的相位幅值耦合值 $PAC(t, \phi)$ 为:

$$[0023] \quad PAC(t, \phi) = \int_{t-\frac{\delta t}{2}}^{t+\frac{\delta t}{2}} \int_{\phi-\frac{\delta \phi}{2}}^{\phi+\frac{\delta \phi}{2}} A_{amp}(t') \delta(\psi_{ph}(t') - \phi) d\phi' dt'$$

[0024] 公式中, t 为时间, δ 函数为单位冲击函数, δt 与 $\delta \phi$ 代表要研究的目标相位区间以及时间段的大小。

[0025] (2.3):对 $PAC(t, \phi)$ 进行归一化处理,即 $PAC(t, \phi)$ 除以 δt 时间内的幅值的积分,得到一个衡量随时间变化的相位幅值耦合调制值 $M(t, \phi)$:

$$[0026] \quad M(t, \phi) = \frac{PAC(t, \phi)}{\int_{t-\frac{\delta t}{2}}^{t+\frac{\delta t}{2}} A_{amp}(t') dt'}$$

[0027] 对于在全相位段内,便有 $\sum M(t, \phi) = 1$ 。

[0028] (2.4):取相位分辨率为 $2\pi/N$,即将全相位段等分成 N 份,则 $\phi_n = 2\pi n/N$,对于每份 ϕ_n 分别求出 $M(t, \phi)$ 的值,用以衡量 $M(t, \phi)$ 的在全相位段上的分布情况,即可得到相位幅值耦合调制指数 $MI(t)$:

$$[0029] \quad MI(t) = \sum_{n=1}^N M(t, \phi_n) \log_2 \frac{M(t, \phi_n)}{1/N}。$$

[0030] 所述步骤(4)具体包括:

[0031] 根据二分类方式将数据分成为正类和负类两种,反映正类数据中判断正确率标准的灵敏度(sensitivity)与反映负类数据中判断正确率标准的特异性(specificity)的计算公式如下所示:

$$[0032] \quad sensitivity = \frac{TP}{TP + FN}$$

$$[0033] \quad specificity = \frac{TN}{TN + FP}$$

[0034] 式中:TP判断为正类,实际为正类的数据数目;FN判断为负类,实际为正类的数据数目。TN判断为负类,实际为负类的数据数目;FP判断为正类,实际为负类的数据数目。

[0035] 利用灵敏度(sensitivity)与特异性(specificity)绘制ROC曲线,通过ROC曲线下面积AUC来对所考量的二分类算法的区分能力进行判断,AUC均值最大的信号,即为麻醉与清醒状态能力最强的信号,即为目标信号。

[0036] 本发明近红外光谱技术基于脑血氧信号的光谱特征,通过检测特定波长近红外光通过人体后的衰减程度,根据朗伯比尔定律来得到前额叶的氧合血红蛋白(Oxyhemoglobin, HbO₂)和还原血红蛋白(Deoxyhemoglobin, Hb)信号浓度的相对变化量。基于神经血管耦合机理,可以反映HbO₂与Hb浓度变化相关的神经活动。同时,通过组织血氧的光谱特征来采集脑血氧信号不会受到周围其他电器设备的干扰,在使用上具有便携性、安全、价格低廉的特点,因此近红外光谱技术采集的脑血氧信号已逐渐成为麻醉深度监测研

究的合适选择。

[0037] 本发明的优势在于：本发明提供了一种连续监测病人麻醉深度的方法，近红外脑血氧信号具有较强的抗干扰及抗噪声能力，对于突然产生的瞬态强干扰具有很好的屏蔽作用，特别是相比于传统的脑电信号监测方法，在临床应用中，可以避免高频电刀对监测的影响。同时，利用相位幅值耦合算法处理脑血氧信号，对比其他非线性动力学方法，计算所需的数据长度较短，在临床应用中运算效率高、低延时。而且可以针对不同群体给出不同阈值，对病人的麻醉特异性问题提供一定的解决方案。

附图说明

[0038] 图1是本发明的流程图。

[0039] 图2信号采集示意图。

[0040] 图3是11例病人Hb信号在不同麻醉阶段的MI值分布图。

[0041] 图4是11例病人HbO₂信号在不同麻醉阶段的MI值分布图。

[0042] 图5是11例病人Hb信号在麻醉前清醒阶段与麻醉维持阶段、麻醉后清醒阶段与麻醉维持阶段的MI值差值。

[0043] 图6是11例病人HbO₂信号在麻醉前清醒阶段与麻醉维持阶段、麻醉后清醒阶段与麻醉维持阶段的MI值差值。

[0044] 图7是2号病人的两种信号在三种阶段下随时间变化的MI值变化曲线图，其中用虚线将麻醉前清醒、麻醉维持、麻醉后清醒三个阶段区分开。

[0045] 图8是2号病人两种信号的ROC曲线图。

[0046] 图9是2号病人的HbO₂信号在三种阶段下随时间变化的麻醉深度监测演示图，其中用虚线将麻醉前清醒、麻醉维持、麻醉后清醒三个阶段区分开，星折线为MI值变化曲线，点圆线为MI值阈值。

具体实施方式

[0047] 下面结合附图对本发明做详细叙述。以下实施例用于说明本发明，但不用来限制本发明的范围。

[0048] 参照图1，一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统，包括脑血氧信号采集模块A、相位幅值耦合调制指数计算模块B、最佳频段选定模块C、目标信号辨识模块D、最佳阈值确定模块E和应用模块F六个模块，

[0049] 所述的脑血氧信号采集模块A：用于采集接受全身麻醉的病人不同麻醉状态下的脑血氧信号；

[0050] 所述的相位幅值耦合调制指数计算模块B：先对脑血氧信号采集模块A采得的信号进行滤波，分别得到粗略的低频段和高频段信号，然后计算脑血氧信号在麻醉前清醒、麻醉维持和麻醉后清醒三种状态下的MI值；

[0051] 所述的最佳频段选定模块C：做麻醉前清醒阶段与麻醉维持阶段、麻醉后清醒阶段与麻醉维持阶段的MI值差值，借此找到麻醉前、麻醉后清醒与麻醉维持阶段MI值最大差异的频段，选定为最佳低频和高频频段，然后对信号重新滤波，计算其MI值；

[0052] 所述的目标信号辨识模块D：利用灵敏度与特异性绘制各信号MI值的ROC曲线，然

后得到各信号的AUC值,确定AUC值最大的信号为目标信号;

[0053] 所述的最佳阈值确定模块E:通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉状态的MI值的阈值,用以监测病人麻醉深度;

[0054] 所述的应用模块F:对新的进行全麻的病人,用脑血氧信号采集模块A采集目标信号辨识模块D确定的信号,在最佳频段选定模块C确定的最佳频段滤波,用相位幅值耦合调制指数计算模块B的算法计算MI值,利用最佳阈值确定模块E确定的阈值,来观测新的进行全麻病人的麻醉深度。

[0055] 本实施例是基于上述监测系统的检测方法,包括以下步骤:

[0056] 1利用脑血氧信号采集模块A对11例进行全身麻醉的病人进行右侧前额叶近红外脑血氧信号进行采集。

[0057] 所述步骤(1)具体包括:

[0058] 本实施例中的11例病人需满足如下条件:

[0059] 1.无心脑血管疾病;

[0060] 2.进行非头部相关手术;

[0061] 3.采用的麻醉药物为丙泊酚、瑞芬太尼以及顺势阿曲库铵。

[0062] 信号采集示意图如图2所示,使用的仪器是NIRS多参数记录器,近红外信号的采集设备由记录器和探头组成,探头包含一个光源和一个距光源2cm的接收器,贴于病人前额距离眉心上方1cm的右侧,采样频率为10Hz,选用波长为735nm和850nm的双波长的近红外光源,得到包含Hb与HbO₂在内的2种脑血氧信号。

[0063] (2):利用相位幅值耦合调制指数计算模块B进行粗略滤波,得到高频段与低频段的脑血氧信号,然后计算其在麻醉前清醒、麻醉维持和麻醉后清醒三种状态下的MI值;

[0064] 所述步骤(2)具体包括:

[0065] (2.1):对于得到的脑血氧信号进行滤波。为得到低频段和高频段信号,本发明选择了巴特沃斯带通滤波器,根据经验,粗略的将低频段定为0.005-0.105Hz,将高频段定为0.1-0.4Hz,得到低频段信号 $x_{ph}(t)$ 与高频段信号 $x_{amp}(t)$;

[0066] (2.2):通过希尔伯特变换,分别得到两种信号的瞬时幅值和相位信息,提取低频信号的瞬时相位 $\psi_{ph}(t)$ 和低频信号的瞬时幅值 $A_{amp}(t)$,然后计算HbO₂信号的相位幅值耦合值 $PAC(t, \phi)$ 为:

$$[0067] \quad PAC(t, \phi) = \int_{t-\frac{\delta t}{2}}^{t+\frac{\delta t}{2}} \int_{\phi-\frac{\delta \phi}{2}}^{\phi+\frac{\delta \phi}{2}} A_{amp}(t') \delta(\psi_{ph}(t') - \phi) d\phi' dt'$$

[0068] 式中 t 为时间,本说明在进行计算时,以60s为移动步长进行计算, δ 函数为单位冲击函数, δt 取240s, $\delta \phi$ 取 $\pi/4$,在低频段中,每小段测试频段的频段长为0.01Hz,移动步长为0.0025Hz,即每次移动产生75%的重叠;本文选择的高频段为0.1-0.4Hz,每小段测试频段的频段长为0.05Hz,移动步长为0.005Hz,即每次移动产生90%的重叠。;

[0069] (2.3):对 $PAC(t, \phi)$ 进行归一化处理,即将 $PAC(t, \phi)$ 除以 δt 时间内的幅值的积分,得到一个衡量随时间变化的相位幅值耦合调制值 $M(t, \phi)$:

$$[0070] \quad M(t, \phi) = \frac{PAC(t, \phi)}{\int_{t-\frac{\delta t}{2}}^{t+\frac{\delta t}{2}} A_{amp}(t') dt'}$$

[0071] (2.4):取相位分辨率为 $2\pi/N$,即将全相位段等分成 N 份,则 $\phi_n=2\pi n/N$,本专利中取 $N=8$,对于每份 ϕ_n 分别求出 $M(t, \phi)$ 的值,用以衡量 $M(t, \phi)$ 的在全相位段上的分布情况,即可得到相位幅值耦合调制指数 $MI(t)$:

$$[0072] \quad MI(t) = \sum_{n=1}^N M(t, \phi_n) \log_2 \frac{M(t, \phi_n)}{1/N}$$

[0073] 在得到了每位病人的 MI 值后,对所有病人在麻醉前清醒、麻醉维持和麻醉后清醒状态下的 MI 值进行平均,结果如图3和图4所示,图右侧的颜色柱代表着不同颜色所代表的数值。对于 Hb 信号,麻醉维持阶段的 MI 值略微小于麻醉前清醒以及麻醉后清醒阶段,在低频段,随着频率的升高, MI 值逐渐减小;对于高频段,麻醉前清醒、麻醉维持以及麻醉后清醒的高 MI 值更多集中在中下部。对于 HbO_2 信号,情况也基本类似。

[0074] (3):利用最佳频段选定模块(C)做出麻醉前清醒阶段与麻醉维持阶段、麻醉后清醒阶段与麻醉维持阶段的 MI 值差值图,找到麻醉前、麻醉后清醒与麻醉维持阶段 MI 值最大差异的频段;

[0075] 所述步骤(3)具体包括:

[0076] (3.1)做麻醉前清醒阶段与麻醉维持阶段、麻醉后清醒阶段与麻醉维持阶段的 MI 值差值,结果如图5和图6所示,最终对于 Hb 信号,本发明选择低频段为 $0.005-0.017Hz$,高频段为 $0.23-0.385Hz$,对于 HbO_2 信号,本发明选择低频段为 $0.005-0.015Hz$,高频段为 $0.325-0.385Hz$ 。

[0077] (3.2)根据所选频段,分别再重复步骤(2),对步骤(1)里获得的信号进行滤波,然后计算 Hb 和 HbO_2 信号在三种麻醉阶段下的 MI 值,并如图7所示,得到2号病人的两种信号在三种状态下随时间变化的 MI 值变化曲线,通过虚线分割,随时间增长依次为麻醉前清醒、麻醉维持和麻醉后清醒阶段。可以看到除了麻醉维持初期外,两种信号在清醒阶段的 MI 值普遍高于麻醉维持阶段。

[0078] (4):利用目标信号辨识模块D绘制各信号 MI 值的ROC曲线,然后根据得到的AUC值,确定目标信号;

[0079] 所述步骤(4)具体包括:

[0080] ROC曲线分析:ROC曲线的全名为受试者工作特征曲线,在绘制曲线的过程中,根据二分类方式将数据分成为正类和负类两种,反映正类数据中判断正确率标准的灵敏度(sensitivity)与反映负类数据中判断正确率标准的特异性(specificity)的计算公式如下所示:

$$[0081] \quad sensitivity = \frac{TP}{TP + FN}$$

$$[0082] \quad specificity = \frac{TN}{TN + FP}$$

[0083] 式中:TP判断为正类,实际为正类的数据数目;FN判断为负类,实际为正类的数据数目。TN判断为负类,实际为负类的数据数目;FP判断为正类,实际为负类的数据数目。

[0084] 在本发明中,定义麻醉阶段的数据为正类,清醒阶段的数据为负类。图8即为2号病人两种信号的ROC曲线图。

[0085] 通过AUC(ROC曲线下面积)来对所考量的二分类算法的区分能力进行判断。在本实

例中,2号病人的rn-Hb信号的AUC值为0.913,rn-HbO₂信号的AUC值为0.875,表明两种信号的MI值均具有较高的诊断能力。

[0086] 继续对11例病人的AUC进行分析,Hb信号的AUC均值为 0.87 ± 0.13 ,HbO₂信号的AUC均值为 0.891 ± 0.08 。可以看到,从数值的角度上HbO₂信号均值要优于Hb信号,而且HbO₂信号具有更小的标准差,表明这种信号的诊断能力更为稳定。故选取HbO₂信号作为麻醉监测的目标信号。

[0087] (5):利用最佳阈值确定模块E通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉状态的MI值的阈值,作为监测病人麻醉深度的MI值阈值;

[0088] 所述步骤(5)具体包括:

[0089] 最佳阈值通过比较尤登指数(灵敏度+特异性-1)的大小确定。尤登指数越大,表明正类和负类数据的判断越准确,即说明在该阈值下的区分效果越好。

[0090] 最佳阈值以及对应的灵敏度以及特异性表如表1所示。表中的数据显示,11例病人的灵敏度均值为 0.867 ± 0.100 ,特异性为 0.817 ± 0.108 ,最佳阈值为 0.176 ± 0.052 。因此选定0.176作为监测麻醉状态的最佳阈值。

[0091] (6)新的进行全麻的病人,用脑血氧信号采集模块A采集目标信号辨识模块D确定的信号,在最佳频段选定模块C确定的最佳频段滤波,用相位幅值耦合调制指数计算模块B的算法计算MI值,利用最佳阈值确定模块E确定的阈值,利用应用模块F来观测新的进行全麻病人的麻醉深度。如图9所示,则为2号病人的HbO₂信号在三种阶段下随时间变化的麻醉深度监测演示图,其中麻醉前清醒、麻醉维持、麻醉后清醒三个阶段用虚线分开,星折线为MI值变化曲线,点圆线为MI值阈值。可以看到除了麻醉维持初期外,病人在麻醉阶段的MI值基本在阈值之下,而在麻醉后清醒阶段,MI值基本在阈值之上。当MI值接近阈值时,则麻醉师应对病人采取措施,确保病人不会发生术中苏醒。故而可用此系统及方法来监测病人在全麻手术中的麻醉深度。

[0092] 表1 11例病人rn-HbO₂信号MI值最佳阈值与对应的灵敏度及特异性

病人编号	最佳阈值	灵敏度	特异性
1	0.257	0.8	0.862
2	0.217	0.958	0.723
3	0.153	0.85	0.759
4	0.157	0.889	0.814
5	0.119	0.95	0.818
[0093] 6	0.094	0.86	0.82
7	0.123	1	0.645
8	0.179	0.8	0.868
9	0.183	0.799	0.942
10	0.231	0.8	0.845
11	0.22	0.833	0.892
平均值	0.176	0.867	0.817



图1

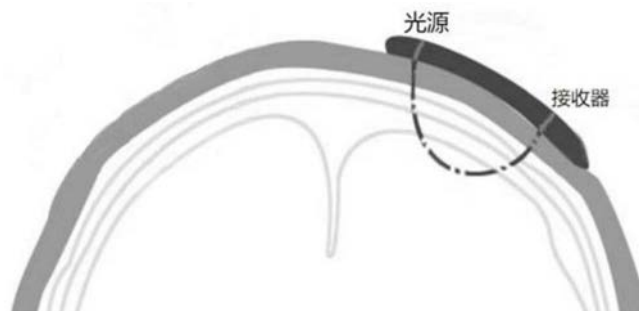


图2

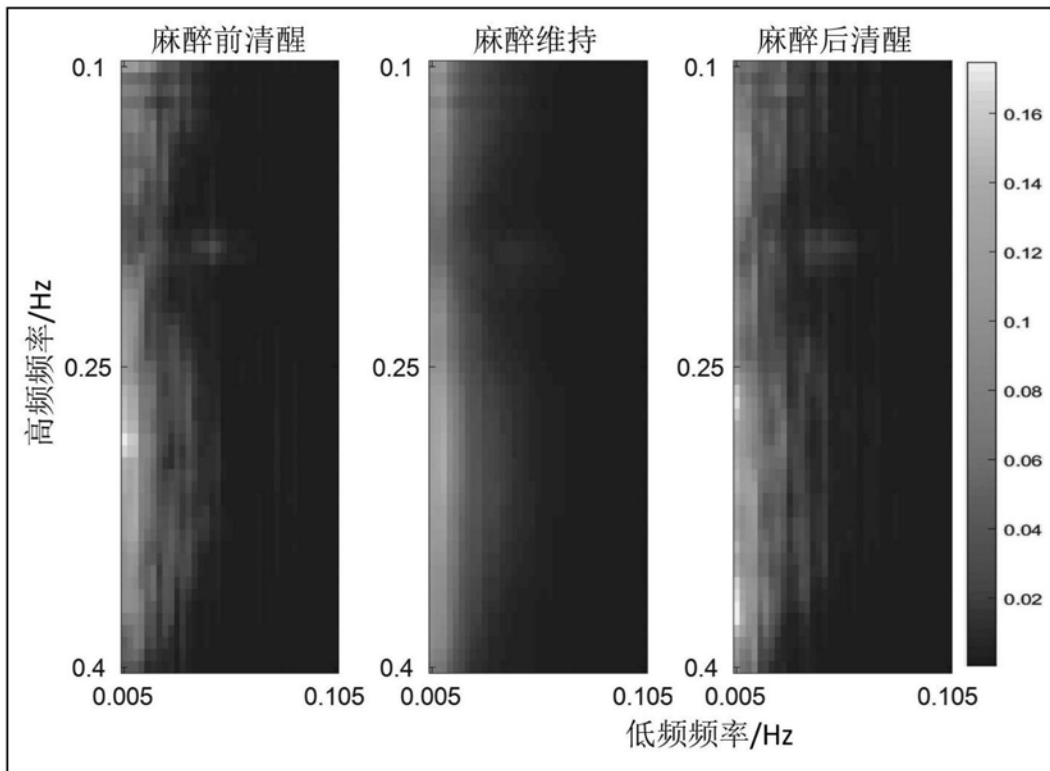


图3

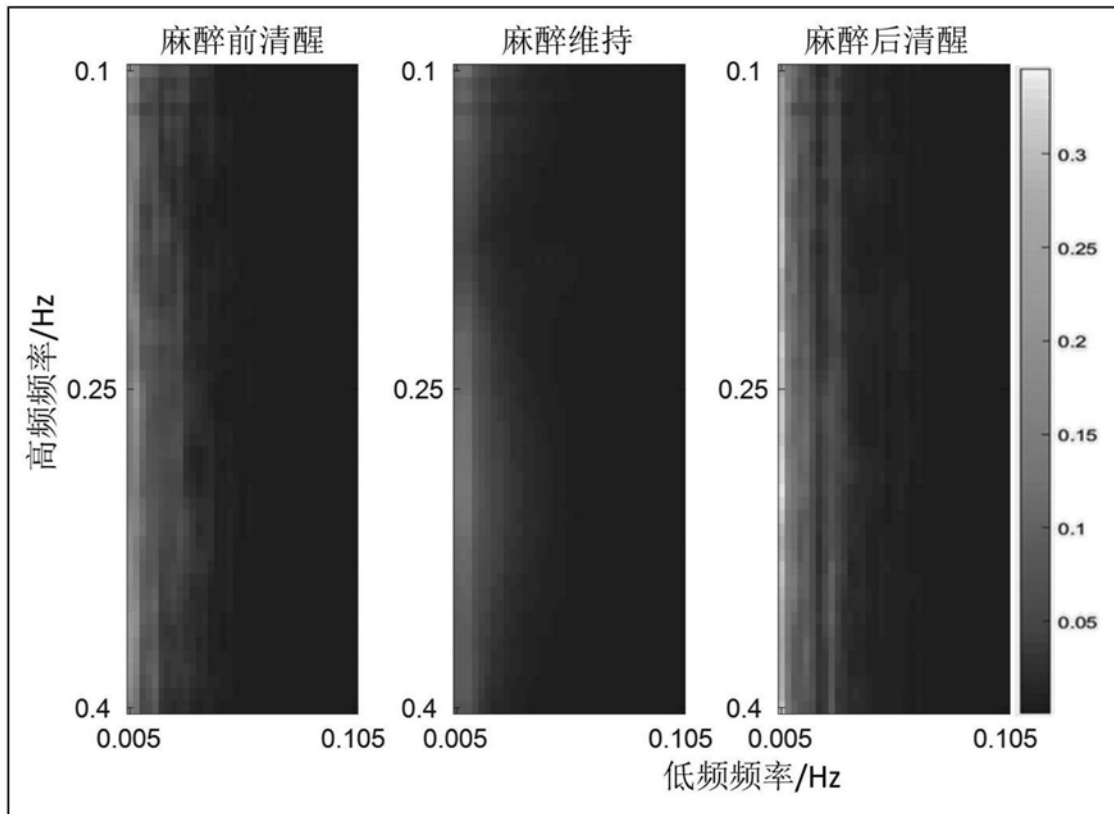


图4

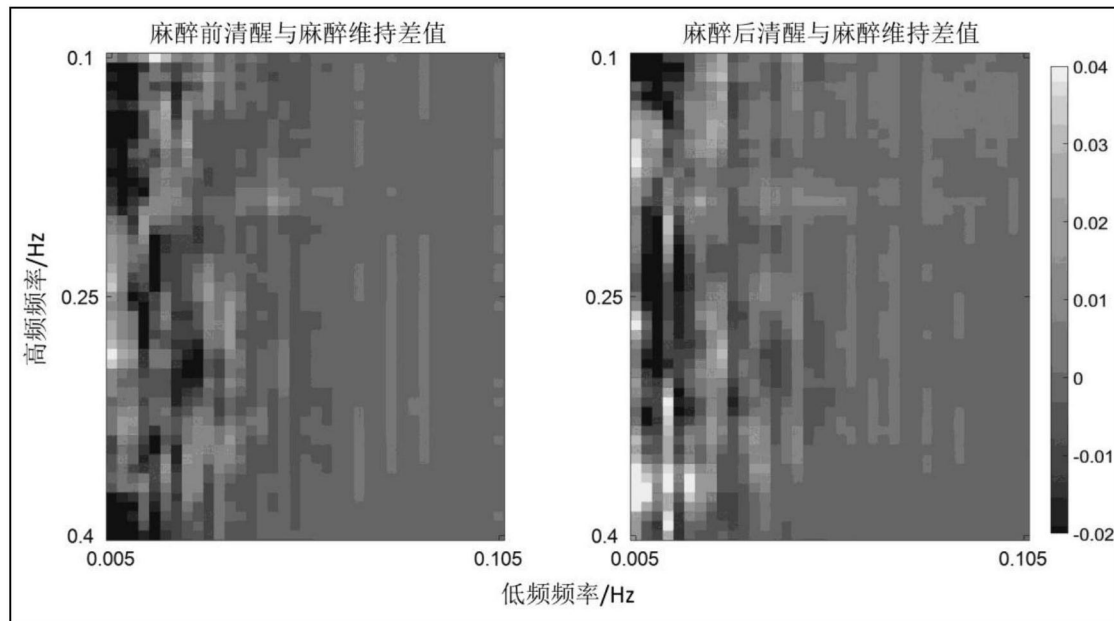


图5

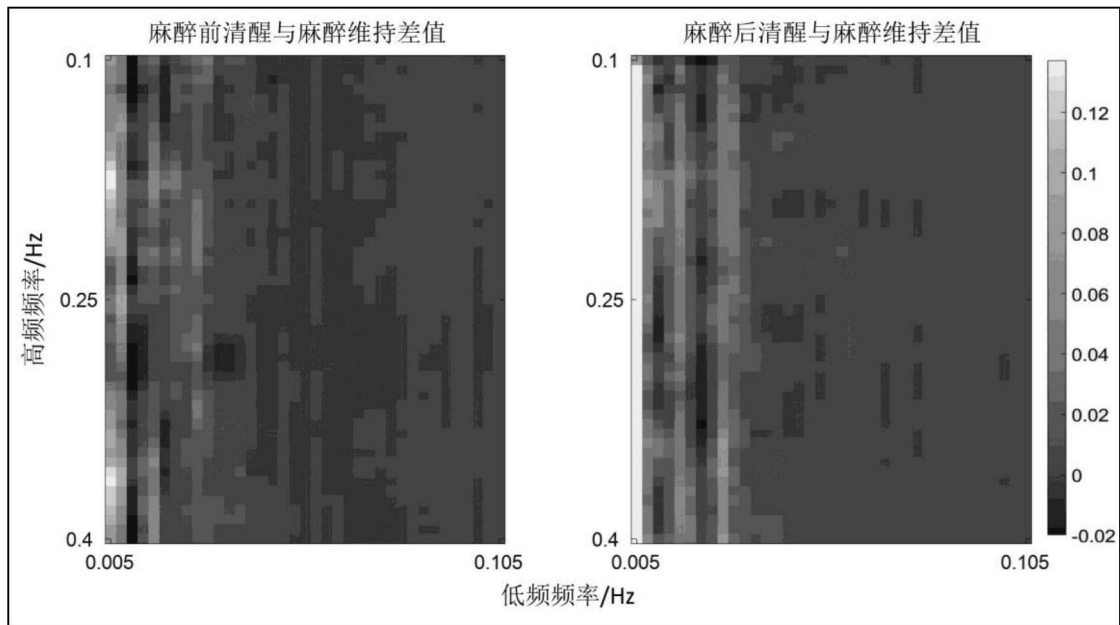


图6

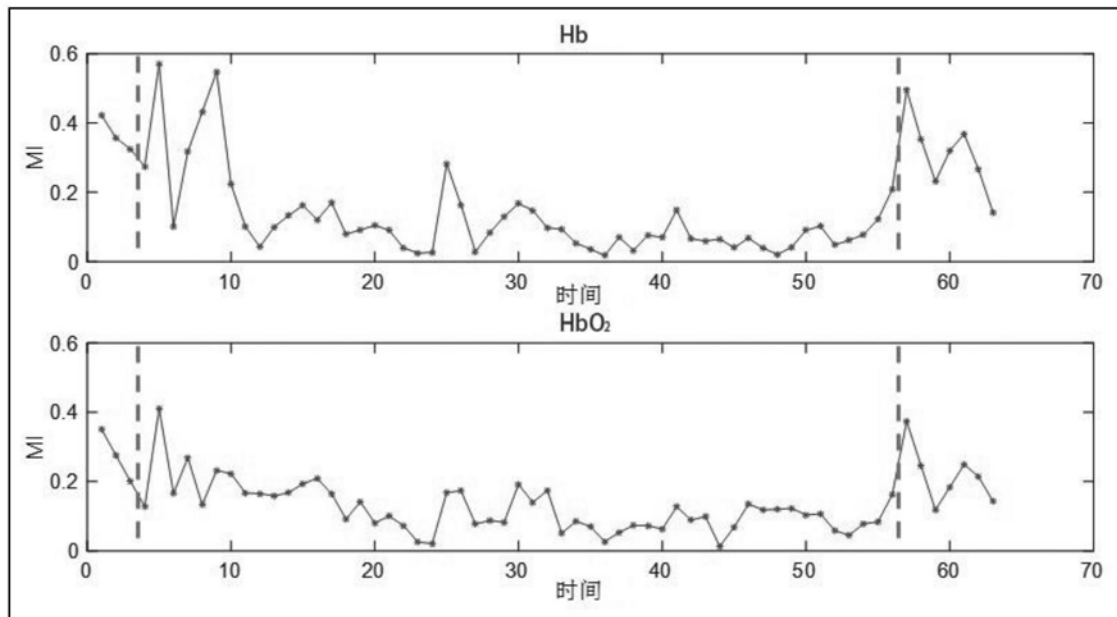


图7

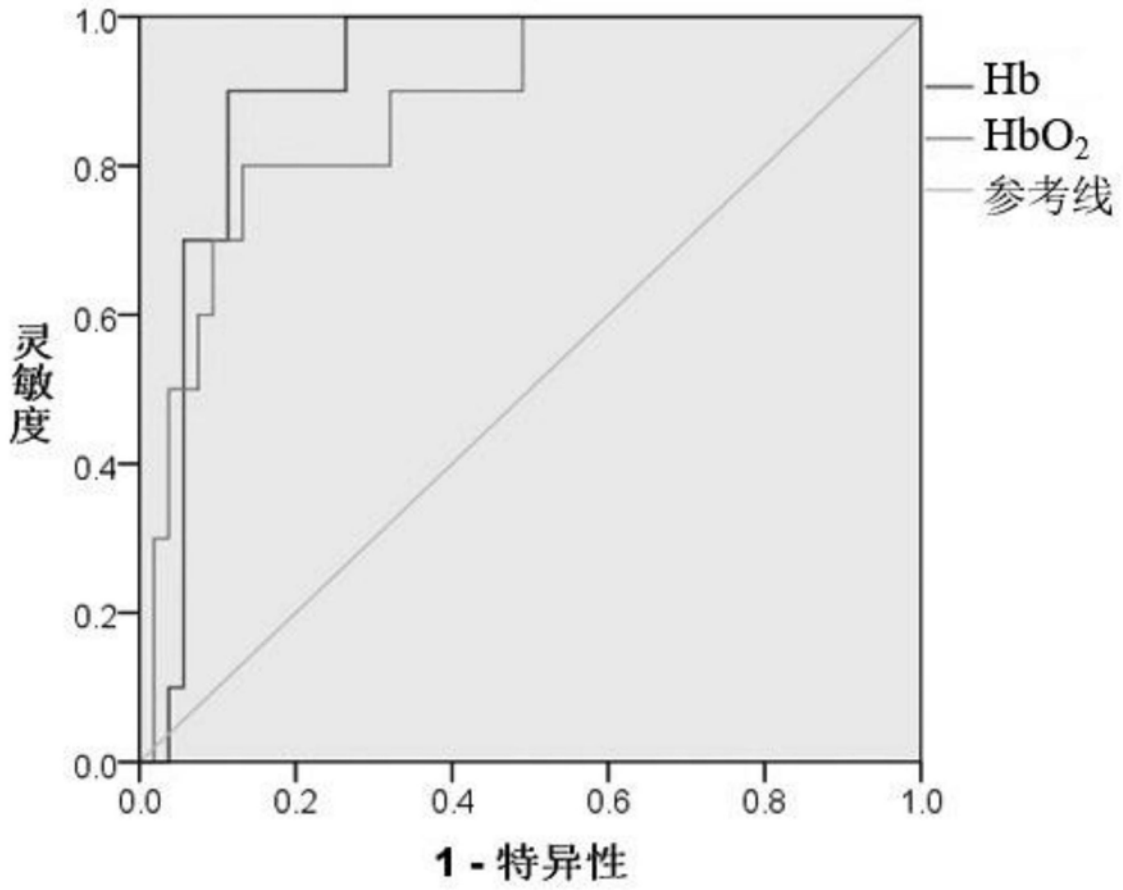


图8

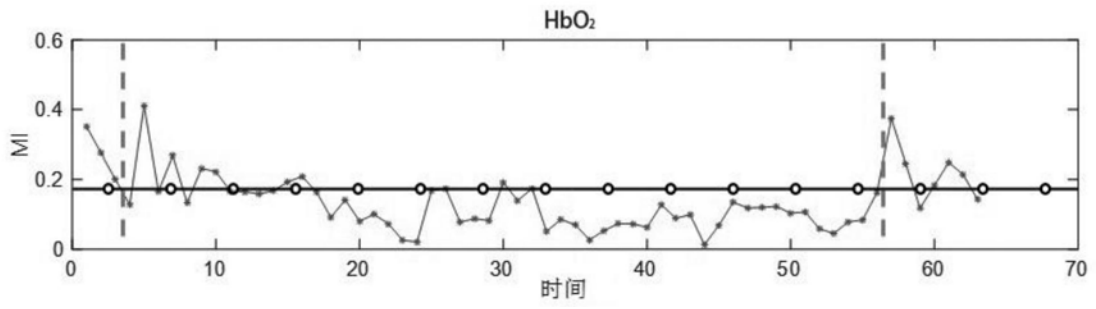


图9

专利名称(译)	一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统和方法		
公开(公告)号	CN109893097A	公开(公告)日	2019-06-18
申请号	CN201910244092.0	申请日	2019-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	王刚 刘治安 冯一鸣 闫相国 颜浓		
发明人	王刚 刘治安 冯一鸣 闫相国 颜浓		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/1455		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于近红外相位幅值耦合的麻醉深度监测系统和方法，监测系统包括脑血氧信号采集模块，相位幅值耦合调制指数计算模块，最佳频段选定模块，目标信号辨识模块，最佳阈值确定模块和应用模块，先用近红外采集病人前额的Hb和HbO₂信号，粗滤波后用相位幅值耦合算法计算各信号MI值；后比较不同阶段的信号MI值差值，得到最佳频段；再重新滤波，计算信号MI值；再用ROC曲线的AUC值，选出对麻醉、清醒区分能力最强的目标信号；再用尤登指数，找到能区分这两阶段的最佳阈值；对进行全麻的新病人，便可采集目标信号，在最佳频段滤波，计算MI值，使用最佳阈值进行麻醉深度监测；本发明具有运算效率高、快速的筛选所需监测信号、安全便携、价格低廉的特点。

