



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109567823 A

(43)申请公布日 2019.04.05

(21)申请号 201811346506.2

(22)申请日 2018.11.13

(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

(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 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

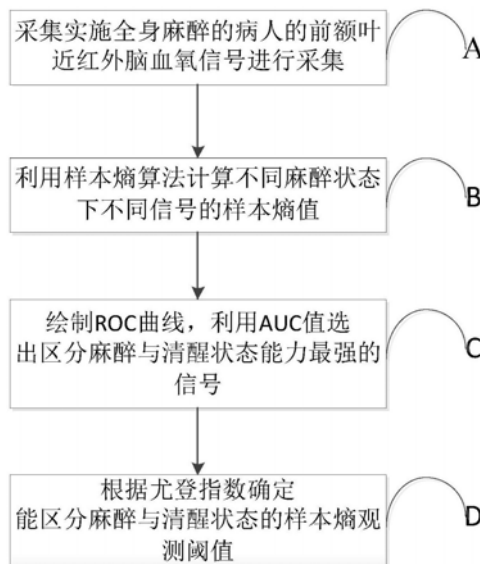
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

一种基于近红外光谱技术的麻醉深度监测系统及方法

(57)摘要

一种基于近红外光谱技术的麻醉深度监测系统及方法,包括脑血氧信号采集模块A,样本熵计算模块B,目标信号辨识模块C,最佳阈值确定模块D,先利用波长为735nm和850nm的近红外光分别采集病人前额叶的多种Hb和HbO₂信号,并且进行0.01-0.04Hz的带通滤波;然后利用样本熵算法进行数据处理,计算病人在不同阶段的样本熵值;再通过绘制ROC曲线,利用AUC值,选出对麻醉与清醒状态区分能力最强的信号;最后,利用尤登指数,找到能区分麻醉与清醒这两个阶段的最佳的阈值,使用该阈值进行麻醉深度监测;本发明具有计算所需的数据长度较短,运算效率高、更快速的筛选出所需监测的信号、安全便携、价格低廉的特点。



1. 一种基于近红外光谱技术的麻醉深度监测系统,其特征在於,包括脑血氧信号采集模块(A)、样本熵计算模块(B)模块、目标信号辨识模块(C)和最佳阈值确定模块(D)四个模块,

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在清醒状态和麻醉状态的左右前额叶脑血氧信号;

所述的样本熵计算模块(B)用于计算脑血氧信号采集模块(A)采得的脑血氧信号在清醒与麻醉两种状态下的样本熵:将脑血氧信号确定长度,然后组成为多维度矢量;根据相似容限,确定该维度下及更高一维度下该信号的平均相似函数,然后得到该信号的样本熵;

所述的目标信号辨识模块(C)利用灵敏度与特异性绘制各信号样本熵的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(D)通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉与清醒这两个阶段的目标信号样本熵阈值,用以监测病人麻醉深度。

2. 基于权利要求1所述的一种基于近红外光谱技术的麻醉深度监测系统的监测方法,其特征在於,包括以下步骤:

(1):采集进行全身麻醉手术的病人在清醒与麻醉状态下左右前额叶的近红外脑血氧信号;

(2):计算采得的脑血氧信号在清醒与麻醉两种状态下的样本熵;

(3):绘制各信号的ROC曲线,然后得到各信号的AUC值确定目标信号;

(4):通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉与清醒这两个阶段的最佳的阈值;将找到的阈值作为样本熵监测病人麻醉状态的阈值。

3. 根据权利要求2所述的监测方法,其特征在於,所述步骤(2)包括:

(2.1):对于测得的脑血氧信号,其原始序列为 $u(1), u(2), \dots, u(N)$,其中 N 为序列长度,将序列按照序号连续顺序组成一组 m 维的矢量: $x(1), x(2), \dots, x(N-m)$,其中 $x(i) = [u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1)]$, $i = 1 \dots N-m$;

(2.2):定义矢量 $x(i)$ 和 $x(j)$ 之间的距离 $d[x(i), x(j)]$:

$$d[x(i), x(j)] = \max(|u(i+k) - u(j+k)|), k = 0 \dots m-1, i, j = 1 \dots N-m, i \neq j$$

即 $d[x(i), x(j)]$ 为两者对应元素的差值中最大的一个;

(2.3):定义相似容限为 $r * \text{std}(u)$,其中 $\text{std}(u)$ 为序列的标准差,对每个 i 值,统计 $d[x(i), x(j)]$ 小于相似容限的个数 $N_m(i)$,记录其与总矢量个数 $N-m-1$ 的比值 $B_m(i)$ 即为相似函数,为:

$$B_m(i) = \frac{N_m(i)}{N-m-1};$$

(2.4):对所有的相似函数 $B_m(i)$,求出其平均相似函数 $\overline{B_m}$ 为:

$$\overline{B_m} = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} B_m(i)}{N-m}$$

(2.5):将矢量的维数增加为 $m+1$ 维,重复步骤(2.2)到(2.4),计算 $m+1$ 维的相似函数 $B_{m+1}(i)$ 值的平均相似函数 $\overline{B_{m+1}}$ 为:

$$\overline{B_{m+1}} = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} B_{m+1}(i)}{N-m}$$

(2.6): 根据上述计算, 最终得到样本熵值SampEn为:

$$SampEn(m, r) = -\ln \frac{\overline{B_{m+1}}}{B_m}。$$

4. 根据权利要求2所述的监测方法, 其特征在于, 所述步骤(3)包括:

根据二分类方式将数据分成为正类和负类, 定义麻醉阶段的数据为正类, 清醒阶段的数据为负类; 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:

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

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

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(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, 即为麻醉与清醒状态能力最强的信号。

一种基于近红外光谱技术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光谱技术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,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光谱技术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,利用样本熵算法,分别计算病人在清醒与麻醉状态下前额叶的样本熵,并根据AUC值和尤登指数找到区分两种状态的最佳信号及其阈值,用于监测病人的麻醉深度,区分其清醒和麻醉状态。

[0005] 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脱氧血红蛋白(Deoxyhemoglobin,Hb)与氧合血红蛋白(Oxyhemoglobin,HbO₂)信号浓度的相对变化量。基于神经血管耦合机理,

可以反映与Hb与HbO₂₀的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。

[0006] 为了达到上述目的,本发明采用的具体技术方案为:

[0007] 一种基于近红外光谱技术的麻醉深度监测系统,包括脑血氧信号采集模块(A)、样本熵计算模块(B)模块、目标信号辨识模块(C)和最佳阈值确定模块(D)四个模块,

[0008] 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的清醒状态和麻醉状态的左右前额叶脑血氧信号;

[0009] 所述的样本熵计算模块(B)用于计算脑血氧信号采集模块(A)采得的脑血氧信号在清醒与麻醉两种状态下的样本熵:将脑血氧信号确定长度,然后组成为多维度矢量;根据相似容限,确定该维度下及更高一维度下该信号的平均相似函数,然后得到该信号的样本熵;

[0010] 所述的目标信号辨识模块(C)利用灵敏度与特异性绘制各信号样本熵的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(D)通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉与清醒这两个阶段的目标信号样本熵阈值,用以监测病人麻醉深度。

[0012] 一种基于近红外光谱技术的麻醉深度监测系统的监测方法,包括以下步骤:

[0013] (1):采集进行全身麻醉手术的病人在清醒与麻醉状态下左右前额叶的近红外脑血氧信号;

[0014] (2):计算采得的脑血氧信号在清醒与麻醉两种状态下的样本熵;

[0015] (3):绘制各信号的ROC曲线,然后得到各信号的AUC值确定目标信号;

[0016] (4):通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉与清醒这两个阶段的最佳的阈值,将找到的阈值作为样本熵监测病人麻醉状态的阈值。

[0017] 所述步骤(2)具体包括:

[0018] (2.1):对于测得的脑血氧信号,其原始序列为 $u(1), u(2), \dots, u(N)$,其中N为序列长度,将序列按照序号连续顺序组成一组m维的矢量: $x(1), x(2), \dots, x(N-m)$,其中 $x(i) = [u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1)]$, $i = 1 \dots N-m$;

[0019] (2.2):定义矢量 $x(i)$ 和 $x(j)$ 之间的距离 $d[x(i), x(j)]$:

[0020] $d[x(i), x(j)] = \max(|u(i+k) - u(j+k)|), k = 0 \dots m-1, i, j = 1 \dots N-m, i \neq j$

[0021] 即 $d[x(i), x(j)]$ 为两者对应元素的差值中最大的一个;

[0022] (2.3):定义相似容限为 $r * \text{std}(u)$,其中 $\text{std}(u)$ 为序列的标准差,对每个i值,统计 $d[x(i), x(j)]$ 小于相似容限的个数 $N_m(i)$,记录其与总矢量个数 $N-m-1$ 的比值 $B_m(i)$ 即为相似函数,为:

$$[0023] \quad B_m(i) = \frac{N_m(i)}{N-m-1} \quad ;$$

[0024] (2.4):对所有的相似函数 $B_m(i)$,求出其平均相似函数 $\overline{B_m}$ 为:

$$[0025] \quad \overline{B_m} = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} B_m(i)}{N-m}$$

[0026] (2.5):将矢量的维数增加为 $m+1$ 维,重复步骤(2.2)到(2.4),计算 $m+1$ 维的相似函数 B_{m+1} (i)值的平均相似函数 $\overline{B_{m+1}}$ 为:

$$[0027] \quad \overline{B_{m+1}} = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} B_{m+1}(i)}{N-m}$$

[0028] (2.6):根据上述计算,最终得到样本熵值SampEn为:

$$[0029] \quad \text{SampEn}(m,r) = -\ln \frac{\overline{B_{m+1}}}{\overline{B_m}}。$$

[0030] 所述步骤(3)具体包括:

[0031] 根据二分类方式将数据分成为正类和负类,定义麻醉阶段的数据为正类,清醒阶段的数据为负类;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:

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

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

[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,即为麻醉与清醒状态能力最强的信号。

[0036] 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,利用样本熵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。而且利用基于ROC曲线的AUC值,可以更快速的筛选出所需监测的信号,降低监测工作量。

附图说明

[0037] 图1是本发明的流程图。

[0038] 图2是信号采集示意图。

[0039] 图3是11例病人8种脑血氧信号麻醉与清醒阶段样本熵直方图。

[0040] 图4是5号病人8种脑血氧信号麻醉与清醒阶段频率分布样本熵直方图。

[0041] 图5是5号病人8种信号ROC曲线图。

[0042] 图6是5号病人8种信号AUC比较。

[0043] 图7是5号病人尤登指数随阈值变化图。

具体实施方式

[0044] 下面结合附图对本发明做详细叙述。以下实施例仅用于说明本发明,但不是用来

限制本发明所保护的范围。

[0045] 参照图1,一种基于近红外光谱技术的麻醉深度监测系统,包括脑血氧信号采集模块(A)、样本熵计算模块(B)模块、目标信号辨识模块(C)和最佳阈值确定模块(D)四个模块,

[0046] 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的清醒状态和麻醉状态的左右前额叶脑血氧信号;

[0047] 所述的样本熵计算模块(B)用于计算脑血氧信号采集模块(A)采得的脑血氧信号在清醒与麻醉两种状态下的样本熵:将脑血氧信号确定长度,然后组成为多维度矢量;根据相似容限,确定该维度下及更高一维度下该信号的平均相似函数,然后得到该信号的样本熵;

[0048] 所述的目标信号辨识模块(C)利用灵敏度与特异性绘制各信号样本熵的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;

[0049] 所述的最佳阈值确定模块(D)通过比较尤登指数的大小确定能区分麻醉与清醒这两个阶段的目标信号样本熵阈值,用以监测病人麻醉深度。

[0050] 本实施例是基于上述监测系统的检测方法,包括以下步骤:

[0051] (1)对11例进行全身麻醉的病人进行前额叶近红外脑血氧信号进行采集。本实施例中的11例病人需满足如下条件:

[0052] 1.无心脑血管疾病;

[0053] 2.进行非头部相关手术;

[0054] 3.采用的麻醉药物为丙泊酚、瑞芬太尼以及顺势阿曲库铵。

[0055] 所述步骤(1)具体包括:

[0056] (1.1):11例病人的近红外脑血氧信号采集。信号采集示意图如图2所示,使用的仪器是西安交通大学生物医学工程研究所制作的NIRS多参数记录器,近红外信号的采集设备由记录器和两个探头组成,每个探头包含一个光源和近端与远端两个接收器,分别距光源2cm和3cm,分别贴于病人前额距离眉心上方1cm的左侧和右侧,采样频率为10Hz,选用波长为735nm和850nm的双波长的近红外光源,分别采集Hb与HbO₂的浓度变化信号,得到包含Hb与HbO₂在内的共计8种脑血氧信号,为方便表示,如表1,将采集所得到的8种信号用英文字母进行简写表示,“l”为左侧,“r”为右侧;“n”为近端,“f”为远端。

[0057] (1.2):对于得到的脑血氧信号进行滤波。滤波一方面是希望能够去除数据中的高频噪声;另一方面,脑血氧信号属于低频信号,应挑选脑血氧信号中反映脑神经信息的频段。所以,本发明选择的滤波频段为0.01-0.4Hz频段。

[0058] 表1 8种采集信号英文简写

[0059]

简写	脑血氧信号	简写	脑血氧信号
ln-Hb	左侧近端脱氧血红蛋白变化	rn-Hb	右侧近端脱氧血红蛋白变化
lf-Hb	左侧远端脱氧血红蛋白变化	rf-Hb	右侧远端脱氧血红蛋白变化
ln-HbO ₂	左侧近端氧合血红蛋白变化	rn-HbO ₂	右侧近端氧合血红蛋白变化
lf-HbO ₂	左侧远端氧合血红蛋白变化	rf-HbO ₂	右侧远端氧合血红蛋白变化

[0060] (2):用于计算采得的脑血氧信号在清醒与麻醉两种状态下的样本熵。

[0061] 所述步骤(2)具体包括:

[0062] (2.1):确定矢量维数 m 为2,阈值参数 r 为0.21,数据长度 N 为800,即每次对80s长的数据进行一次样本熵分析,对于测得的脑血氧信号,其原始序列为 $u(1), u(2), \dots, u(N)$,其中 N 为序列长度,将序列按照序号连续顺序组成一组 m 维的矢量: $x(1), x(2), \dots, x(N-m)$,其中 $x(i) = [u(i), u(i+1), \dots, u(i+m-1)]$, $i=1 \dots N-m$;

[0063] (2.2):定义矢量 $x(i)$ 和 $x(j)$ 之间的距离 $d[x(i), x(j)]$:

[0064] $d[x(i), x(j)] = \max(|u(i+k) - u(j+k)|)$, $k=0 \dots m-1, i, j=1 \dots N-m, i \neq j$

[0065] 即 $d[x(i), x(j)]$ 为两者对应元素的差值中最大的一个;

[0066] (2.3):定义相似容限为 $r \cdot \text{std}(u)$,其中 $\text{std}(u)$ 为序列的标准差,对每个 i 值,统计 $d[x(i), x(j)]$ 小于相似容限的个数 $N_m(i)$ (模板匹配数),记录其与总矢量个数 $N-m-1$ (不包含自身)的比值 $B_m(i)$ (相似函数)为:

$$[0067] \quad B_m(i) = \frac{N_m(i)}{N-m-1}$$

[0068] (2.4):对所有的相似函数 $B_m(i)$,求出其平均相似函数 $\overline{B_m}$ 为:

$$[0069] \quad \overline{B_m} = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} B_m(i)}{N-m}$$

[0070] (2.5):将矢量的维数增加为 $m+1$ 维,重复步骤(2.2)到(2.4),计算相似函数 $B_{m+1}(i)$ 值为:

$$[0071] \quad B_{m+1}(i) = \frac{N_{m+1}(i)}{N-m-1}$$

[0072] 在公式中,对每一个 i 值,统计 $d[x(i), x(j)]$ 小于相似容限的个数 $N_{m+1}(i)$ (模板匹配数),相似函数 $B_{m+1}(i)$ 即为模板匹配数与总矢量个数 $N-m-1$ (不包含自身)的比值;

[0073] 计算 $m+1$ 维的相似函数 $B_{m+1}(i)$ 值的平均相似函数 $\overline{B_{m+1}}$ 为:

$$[0074] \quad \overline{B_{m+1}} = \frac{\sum_{i=1}^{N-m} B_{m+1}(i)}{N-m}$$

[0075] (2.6):求得样本熵值 SampEn 为:

$$[0076] \quad \text{SampEn}(m, r) = -\ln \frac{\overline{B_{m+1}}}{\overline{B_m}}$$

[0077] 通过对每例病人在麻醉和清醒阶段的样本熵值进行了差异性分析,结果表明,如图3所示,11例病人所有信号的样本熵值在清醒和麻醉两个阶段均具有显著性差异($p < 0.05$),且麻醉阶段的数值高于清醒阶段,图4为5号病人的 rn-HbO_2 信号在麻醉与清醒阶段的频率直方图。

[0078] (3):利用灵敏度与特异性绘制各信号的ROC曲线,然后得到各信号的AUC值,确定目标信号。

[0079] 所述步骤C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,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5即为5号病人所有8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, 如图6所示, rn-HbO₂信号的AUC值最大, 因而选取rn-HbO₂信号来对病人的麻醉与清醒两个阶段的进行区分。

[0086] (4): 通过比较尤登指数确定样本熵监测阈值。

[0087] 所述步骤4具体包括:

[0088] 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。

[0089] 根据经验, 将阈值测试的范围设定为0.11-0.30, 测试时每次以0.01进行递进, 遍历测试的每一个阈值, 5号病人尤登指数随阈值变化图如图7所示。最终得到, 当阈值为0.2时, 得到5号病人的最大尤登指数为0.797。于是, 确定区分病人清醒与麻醉深度的最佳阈值为0.2。将找到的阈值作为样本熵监测病人麻醉状态的阈值。病人样本熵高于阈值时, 认为病人处于麻醉状态, 当病人样本熵接近阈值时, 则认为病人有可能发生术中苏醒, 要求麻醉师对病人进行进一步麻醉处理。

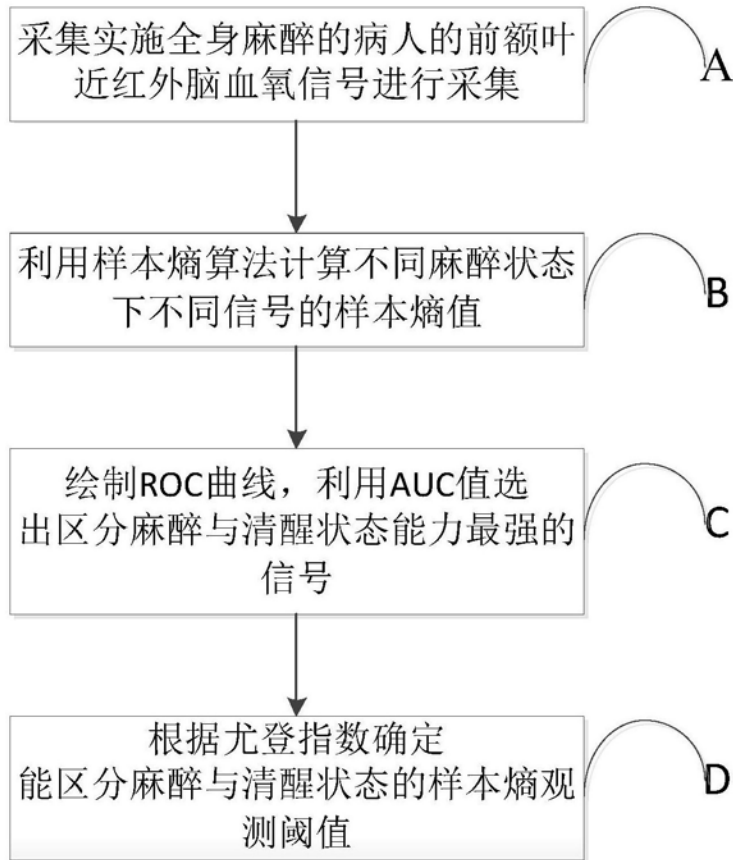


图1

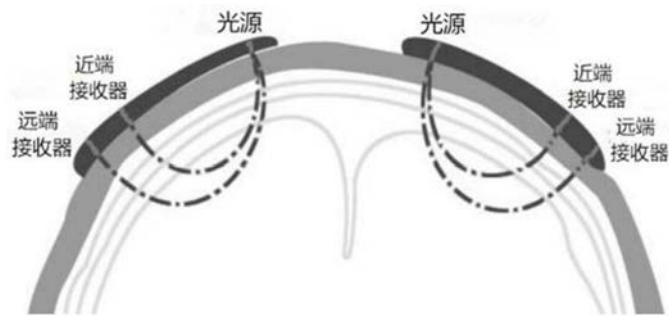


图2

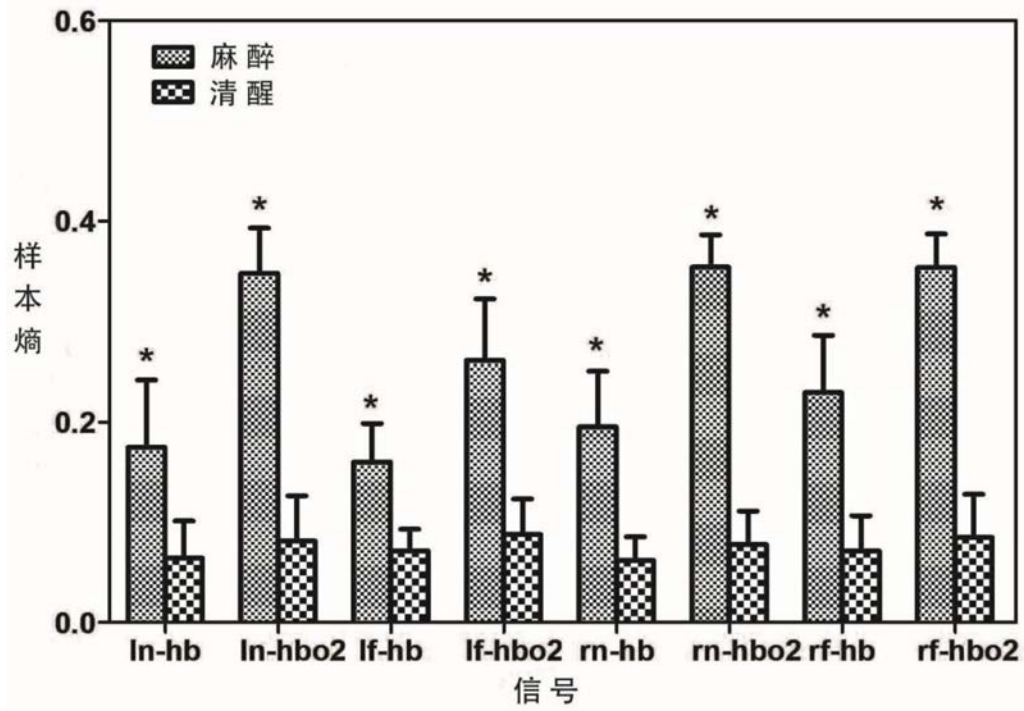


图3

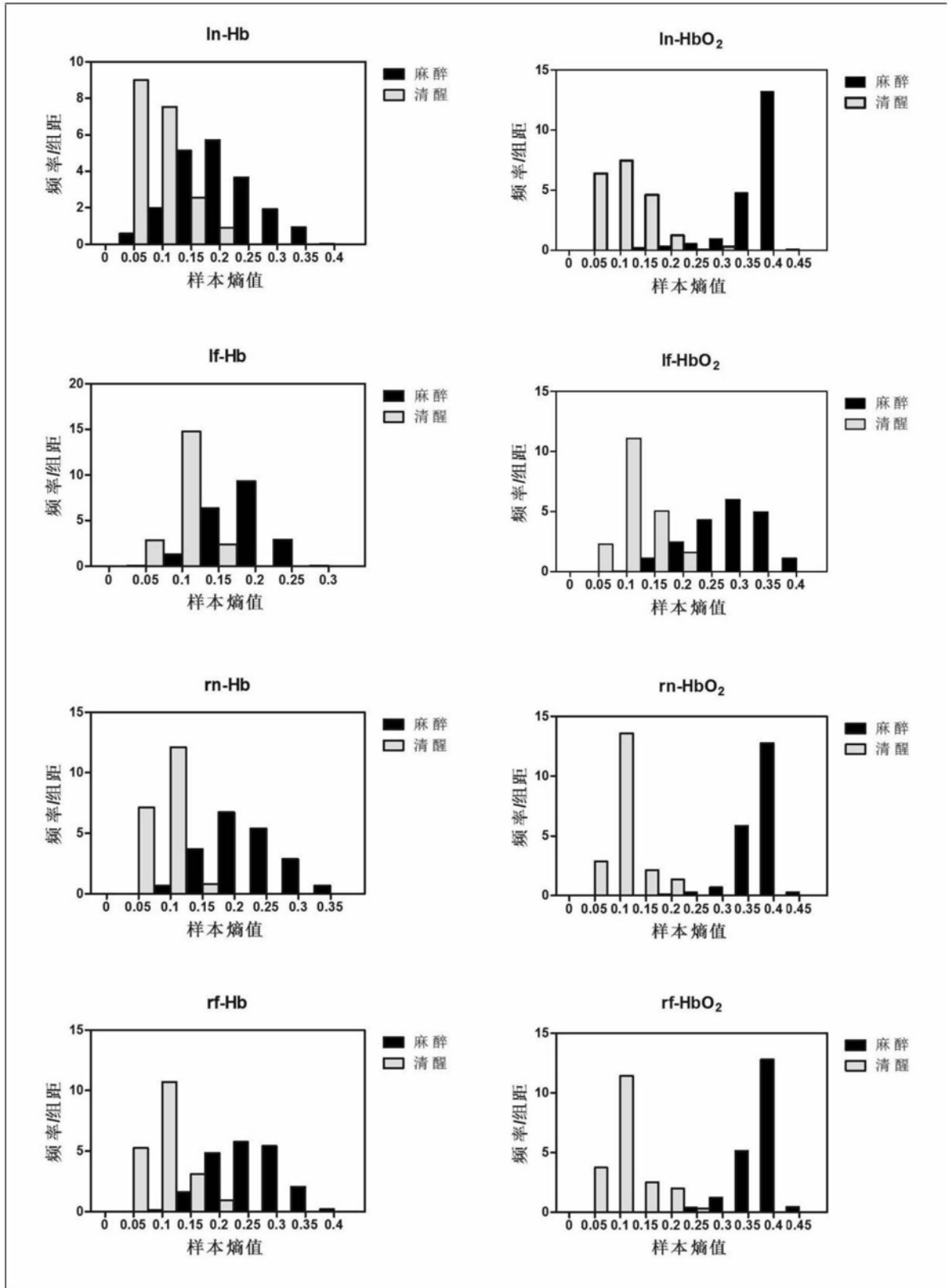


图4

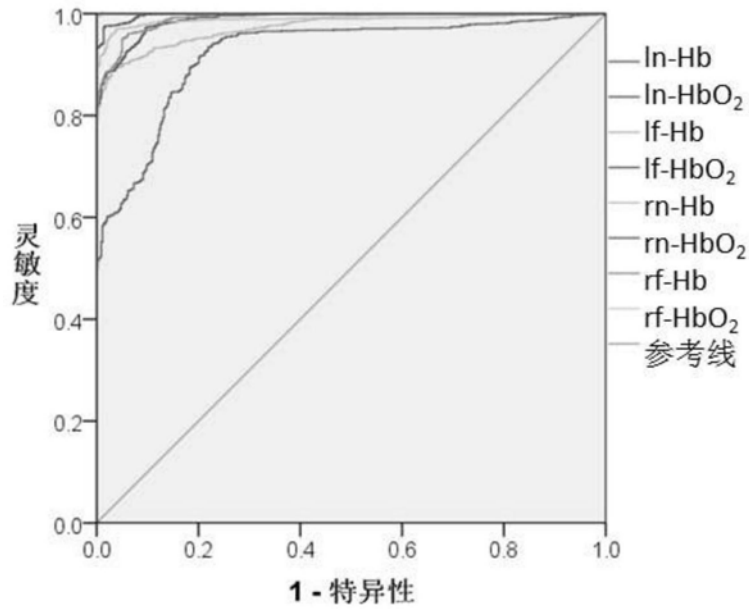


图5

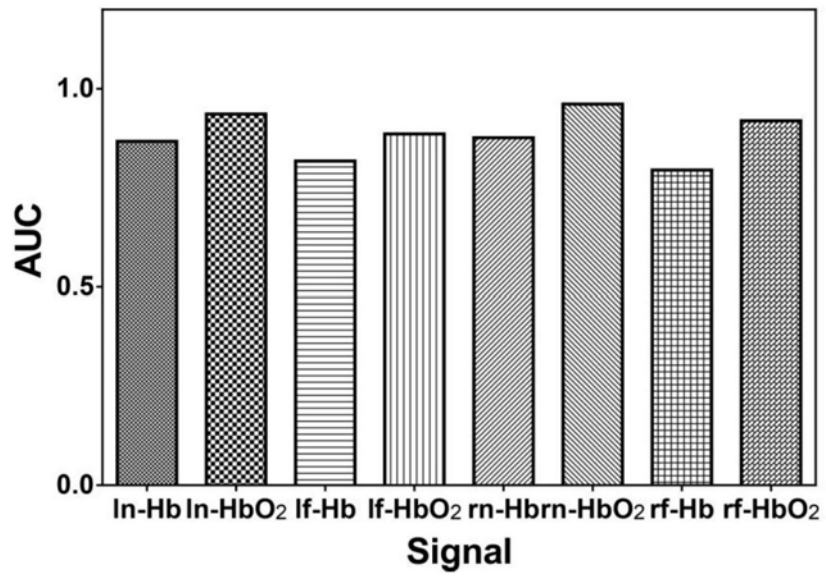


图6

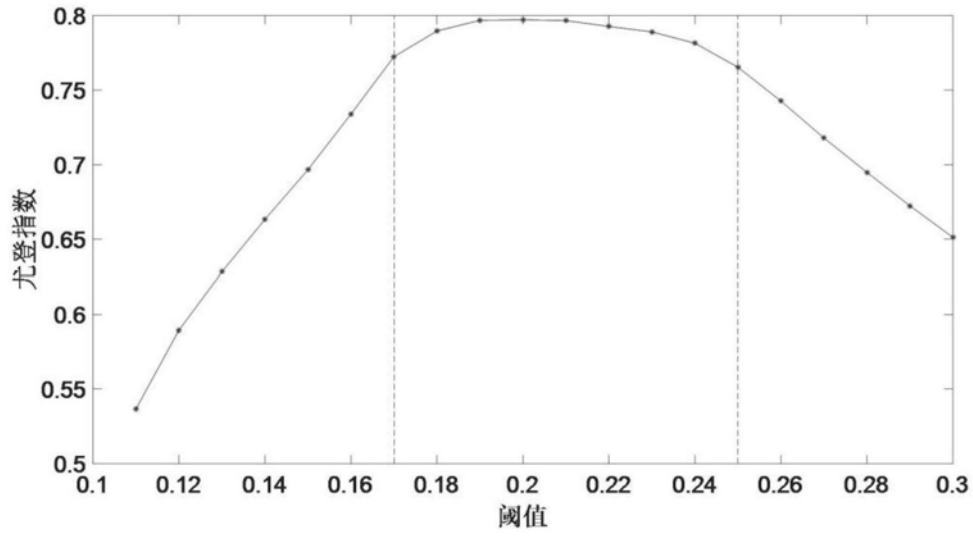


图7

专利名称(译)	一种基于近红外光谱技术的麻醉深度监测系统与方法		
公开(公告)号	CN109567823A	公开(公告)日	2019-04-05
申请号	CN201811346506.2	申请日	2018-11-13
[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		
发明人	王刚 刘治安 冯一鸣 闫相国		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14553 A61B5/4821		
其他公开文献	CN109567823B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于近红外光谱技术的麻醉深度监测系统与方法，包括脑血氧信号采集模块A，样本熵计算模块B，目标信号辨识模块C，最佳阈值确定模块D，先利用波长为735nm和850nm的近红外光分别采集病人前额叶的多种Hb和HbO2信号，并且进行0.01-0.04Hz的带通滤波；然后利用样本熵算法进行数据处理，计算病人在不同阶段的样本熵值；再通过绘制ROC曲线，利用AUC值，选出对麻醉与清醒状态区分能力最强的信号；最后，利用尤登指数，找到能区分麻醉与清醒这两个阶段的最佳的阈值，使用该阈值进行麻醉深度监测；本发明具有计算所需的数据长度较短，运算效率高、更快速的筛选出所需监测的信号、安全便携、价格低廉的特点。

