



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108451527 A

(43)申请公布日 2018.08.28

(21)申请号 201710089582.9

(22)申请日 2017.02.20

(71)申请人 中国科学技术大学

地址 230026 安徽省合肥市包河区金寨路
96号

(72)发明人 郑炅 王琪 徐骏

(74)专利代理机构 北京科迪生专利代理有限责
任公司 11251

代理人 杨学明 顾炜

(51)Int.Cl.

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

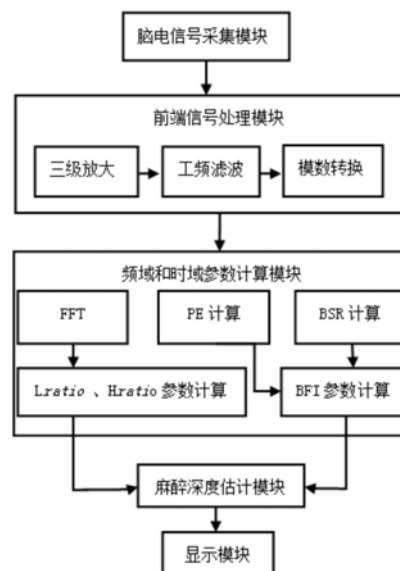
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统

(57)摘要

本发明公开了一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统,包含脑电信号采集模块、前端信号处理模块、频域和时域参数计算模块、麻醉深度估计模块、显示模块。获得不同麻醉深度下的特征,把获得的特征值分为清醒,浅麻醉,正常麻醉,深度麻醉。本发明提出了引入一个结合排列熵和爆发抑制比得到的脑功能指数,在频域和时域两方面对脑电信号这种复杂的非线性随机信号进行分析,提高了对深度麻醉时的分类准确率。该分类方法可应用与麻醉手术时病人麻醉深度的确定。为医务人员对患者实施麻醉手术提供了可靠依据。



1. 一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统,其特征包括:脑电信号采集模块、前端信号处理模块、频域和时域参数计算模块、麻醉深度估计模块和显示模块;

脑电信号采集模块:包括三个分别贴在病人的前额中间、前额左边和左侧乳突部位脑电信号采集电极,前额中间和左侧乳突部位构成一对差分信号,前额左边是参考信号;采集一对差分信号和参考信号作为脑电信号送至前端信号处理模块;

前端信号处理模块:包括依次连接的前置三级放大模块、工频滤波模块和模数转换模块;所述前置三级放大模块用于将微弱的脑电信号放大到可检测的范围;所述工频滤波模块去除脑电信号中50Hz的工频干扰;所述模数转换模块是将工频滤波后获得的模拟脑电信号转化为数字脑电信号,送至频域和时域参数计算模块;

频域和时域参数计算模块:包括频域参数计算模块和时域参数计算模块;所谓频域参数计算模块是对数字脑电信号进行快速傅里叶变换,计算特定区间,即100Hz以下的频段的6~12Hz低频波和大于12~21Hz高频波的频段能量比值参数 L_{ratio} 、 H_{ratio} ;所谓时域参数计算模块是指计算时域信号的排列熵PE和爆发抑制比BSR,把排列熵PE和爆发抑制比BSR结合在一起获得时域参数脑功能指数BFI;

麻醉深度估计模块:把所获得的 L_{ratio} 、 H_{ratio} 参数和BFI参数作为输入,四个麻醉深度状态:清醒状态、浅度麻醉、正常麻醉、深度麻醉作为输出,采集大量即20个以上病人,200分钟以上原始脑电波信号的样本,经过自适应模糊逻辑算法ANFIS对经过处理的获得的 L_{ratio} 、 H_{ratio} 参数和BFI参数作为输入,麻醉深度指数SDA作为输出的数据进行有效训练后,能够准确区分不同麻醉状态,获得稳定的麻醉深度指数SDA;

显示模块:对麻醉深度状态,即清醒状态、浅度麻醉状态、正常麻醉状态、深度麻醉状态所对应麻醉深度指数SDA进行显示。

2. 根据权利要求1所述的一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统,其特征包括:所述频域和时域参数计算模块中,爆发抑制比BSR计算方法如以下公式所示:

$$nleo(j) = \sum_{n=j}^{j=20} |x(i-1)x(i-2) - x(i)x(i-3)| \quad NLEO(k) = \sum_{m=k}^{k=25} nleo(m)$$

$$BSR = \frac{t_{NLEO < 3.2}}{T_{60s}} * 100\%$$

其中 $x(i)$ 是N个采样点数字脑电波数据中第i个点的值,N小于等于512, $nleo(j)$ 表示连续j个脑电信号数据获得的时域参数,j不大于20; $NLEO(k)$ 为一定时间内连续k个参数和,k不大于25,计算一定的时间内,参数NLEO持续小于某个特定值的占比为BSR,特点值是用来标志清醒与否,BSR的取值为0到100,在深度麻醉时,BSR才不为0。

3. 根据权利要求1所述的一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统,其特征包括:所述频域和时域参数计算模块中,BFI计算方法如以下公式所示:

$$BFI = 50 - \left(\frac{BSR}{2} \right) \quad BSR > 40$$

$$BFI = \alpha (PE) + (1 - \alpha) \left(40 - \left(\frac{BSR}{4} \right) \right) \quad BSR \leq 40$$

α 值由大量临床实验数据获得的, α 范围取0-1,参考临床统计数据后,取BSR=40为分界点,即标志清醒与深度麻醉状态,在小于等于40情况下,脑电波活动比较激烈,需要用排列

熵PE参数来进行状态分类,大于40标志已经进入深度麻醉,只需要BSR进行分类,各种参考取值确保最终让BFI分别在0-100内变化。

4.根据权利要求2所述的一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统,其特征在于:所述设定的时间为60秒。

一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统

技术领域

[0001] 本发明属于脑电信号 (Electroencephalogram EEG) 采集和处理技术领域,具体涉及一种基于脑功能指数计算与自适应模糊逻辑推理算法应用于快速判病人的麻醉深度状态的麻醉深度状态分类系统。

背景技术

[0002] 大脑电生理信号是脑部神经元电活动产生的信号,是进行大脑功能研究和脑部疾病诊断的重要手段。在大脑电生理信号的研究与分析中,世界各国的研究者已经做了大量的工作,提出和应用了一系列非常有价值的方法和技术。对于脑电信号的特征提取与识别技术的研究已经有了许多进展。在已有的研究中,脑电信号分析方法主要有时域分析、频域分析、双谱分析、非线性分析等。利用脑电信号进行麻醉深度监测是目前临床监测的主要方式,目前临床常用的脑电监测系统具有脑电双频谱指数 (BIS)、熵指数、脑状态指数 (CSI) 等。

[0003] 脑电双频谱指数 (Bispectral index BIS) 作为第一种用于判断镇静水平的脑电监测指标,在1996年通过了美国FDA的认证,被广泛应用于麻醉领域。BIS是一个统计数值,它来源于对大样本的数据库。计算数据库中脑电图的双谱和能量谱参数(傅立叶转换),使用多因素回归模型将每个特性参数在达到临床麻醉目标点中的相对作用转换为线性数字化指数即为BIS,范围从0(等电位脑电图)到100(完全清醒)。BIS算法复杂且随原始脑电图的样本量的增加,系统要求越高。

[0004] 熵指数监测仪就是用非线性分析法分析EEG,熵指数不同于其他麻醉深度监测方式的一点是在其算法中加入了额肌电信号 (frontal electromyography, FEMG),熵模块包括反应熵 (reaction entropy, RE) 和状态熵 (state entropy, SE), SE只包括EEG信息,而RE除了EEG还包括额肌熵信息。熵指数与以往的麻醉深度监测方法相比,主要有下列优点:反应快、抗干扰能力强、预防术中知晓。但是熵指数的数值变化较大,且病人的生理条件也会对脑电信号产生影响,因此熵指数的使用范围有一定局限性。

[0005] 脑状态指数 (CSI) 是通过采用傅立叶变换技术,分析EEG频域特性,将EEG时间-振幅关系的原始脑电信号转化为频率-功率的关系,并衍化抽调出多个数量化参数,如分别是 α ratio、 β ratio、 β ratio- α ratio、BS% (爆发抑制比),其中 α ratio、 β ratio指的是两种能量比率。这两个数值代表的是在麻醉过程中能量由高频向低频转化的实质。利用已有的大量数量化参数麻醉深度数据,对整个系统进行大量自适应模糊逻辑推理训练,就能够快速、准确的得到CSI指数。但是和BIS一样算法复杂,样本需求多。

发明内容

[0006] 本发明针对现有技术的不足,提供一种基于自适应模糊逻辑推理ANFIS (Adaptive Network-based Fuzzy Inference System) 并结合脑功能指数BFI (Brain function index) 来分析脑电信号的系统,引入一个结合排列熵和爆发抑制比得到的脑功能指数,在

频域和时域两方面对脑电信号这种复杂的非线性随机信号进行分析,提高了对深度麻醉时的分类准确率。该分类方法可应用与麻醉手术时病人麻醉深度的确定。为医务人员对患者实施麻醉手术提供了可靠依据。

[0007] 为了实现上述目的,本发明采用的技术方案为:一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统,包括:脑电信号采集模块、前端信号处理模块、频域和时域参数计算模块、麻醉深度估计模块和显示模块;

[0008] 脑电信号采集模块:包括三个分别贴在病人的前额中间、前额左边和左侧乳突部位脑电信号采集电极,前额中间和左侧乳突部位构成一对差分信号,前额左边是参考信号;采集一对差分信号和参考信号作为脑电信号送至前端信号处理模;

[0009] 前端信号处理模块:包括依次连接的前置三级放大模块、工频滤波模块和模数转换模块;所述前置三级放大模块用于将微弱的脑电信号放大到可检测的范围;所述工频滤波模块去除脑电信号中50Hz的工频干扰;所述模数转换模块是将工频滤波后获得的模拟脑电信号转化为数字脑电信号,送至频域和时域参数计算模块;

[0010] 频域和时域参数计算模块:包括频域参数计算模块和时域参数计算模块;所谓频域参数计算模块是对数字脑电信号进行快速傅里叶变换,计算特定区间,即100Hz以下的频段的6~12Hz低频波和大于12~21Hz高频波的频段能量比值参数Lratio、Hratio;所谓时域参数计算模块是指计算时域信号的排列熵PE和爆发抑制比BSR,把排列熵PE和爆发抑制比BSR结合在一起获得时域参数脑功能指数BFI;

[0011] 麻醉深度估计模块:把所获得的Lratio、Hratio参数和BFI参数作为输入,四个麻醉深度状态,即清醒状态、浅度麻醉、正常麻醉、深度麻醉作为输出,采集大量即20个以上病人,200分钟以上原始脑电波信号的样本,经过自适应模糊逻辑算法ANFIS对经过处理的获得的Lratio、Hratio参数和BFI参数作为输入,麻醉深度指数SDA作为输出的数据进行有效训练后,能够准确区分不同麻醉状态,获得稳定的麻醉深度指数SDA;

[0012] 显示模块:对麻醉深度状态,即清醒状态、浅度麻醉状态、正常麻醉状态、深度麻醉状态所对应麻醉深度指数SDA进行显示。

[0013] 所述频域和时域参数计算模块中,爆发抑制比BSR计算方法如以下公式所示:

$$[0014] \quad nleo(j) = \sum_{n=j}^{j=20} |x(i-1)x(i-2) - x(i)x(i-3)| \quad NLEO(k) = \sum_{m=k}^{k=25} nleo(m)$$

$$[0015] \quad BSR = \frac{t_{NLEO < 3.2}}{T_{60s}} * 100\%$$

[0016] 其中x(i)是N个采样点数字脑电波数据中第i个点的值,N小于等于512,nleo(j)表示连续j个脑电信号数据获得的时域参数,j不大于等于20;NLEO(k)为一定时间内连续k个参数和,k不大于25,计算一定的时间内,参数NLEO持续小于某个特定值的占比为BSR,特点值是用来标志清醒与否,BSR的取值为0到100,在深度麻醉时,BSR才不为0。

[0017] 所述频域和时域参数计算模块中,BFI计算方法如以下公式所示:

$$[0018] \quad BFI = 50 - \left(\frac{BSR}{2}\right) \quad BSR > 40$$

$$[0019] \quad BFI = \alpha (PE) + (1 - \alpha) \left(40 - \left(\frac{BSR}{4}\right)\right) \quad BSR \leq 40$$

[0020] α 值由大量临床实验数据获得,它把PE算法和BSR结合,克服了PE算法无法跟踪深

度麻醉状态,同时拥有时域运算的简单,快速特点。

[0021] α 范围取0-1,参考临床统计数据后,取BSR=40为分界点,即标志清醒与深度麻醉状态,在小于等于40情况下,脑电波活动比较激烈,需要用排列熵PE参数来进行状态分类,大于40标志已经进入深度麻醉,只需要BSR进行分类,各种参考取值确保最终让BFI分别在0-100内变化。

[0022] 所述设定的时间为60秒,取60秒是考虑到临床使用时,实时统计时间不能太短也不能过长,统计太短波动大、不准确,太长则算的时间耗时长。

[0023] 本发明与现有技术相比的优点在于:

[0024] (1) 本发明引入一个结合排列熵和爆发抑制比得到的脑功能指数,在频域和时域两方面对脑电信号这种复杂的非线性随机信号进行分析,提高了对深度麻醉时的分类准确率。该分类方法可应用与麻醉手术时病人麻醉深度的确定。为医务人员对患者实施麻醉手术提供了可靠依据。

[0025] (2) 本发明前置放大模块和模数转换模块整合在一起,通过串口输出数字数据减少了环境电磁波对微弱的脑电信号的干扰。

[0026] (3) 本发明结合了时域和频域的脑电波特性,在时域采用PE算法和BSR结合,克服了PE算法在深度麻醉时无法有效跟踪,同时大大地挺高了运算的速度,使得数据的输出延时更少,误差更小。

[0027] (4) 本发明采用了自适应模糊逻辑推理算法,对不同麻醉状态下低频波、高频波、BFI的数据进行训练,该方法具有很好的分辨能力,能够自动地显示不同麻醉深度,避免了其他非线性的干扰。

附图说明

[0028] 图1为本发明系统原理图;

[0029] 图2为本发明的深度麻醉时 α 与BFI关系图;

[0030] 图3为本发明的不同麻醉状态下频谱特性图;

[0031] 图4为本发明不含BFI参数的结果和CSI指数对比图;

[0032] 图5为本发明含BFI参数的结果和CSI指数对比图。

具体实施方式

[0033] 如图1所示,本发明的一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统,该系统包括:脑电信号采集模块,包含三个电极,主要采集一对差分信号和参考信号;前端信号处理模块,包括依次连接的前置三级放大模块、工频滤波模块和模数转换模块;所述前置三级放大模块用于将微弱的脑电信号放大到可检测的范围;所述工频滤波模块是去除脑电信号中50Hz的工频干扰;所述模数转换模块是将获得的模拟脑电信号转化为数字脑电信号,为后面的数字处理提供基础;频域和时域参数计算模块包括频域参数计算模块和时域参数计算模块;所谓频域参数计算模块是对数字脑电信号进行快速傅里叶变换,计算特定区间低频波和高频波的频段能量比值参数Lratio、Hratio;所谓时域参数计算模块是指计算时域信号的排列熵和爆发抑制比,把它们结合在一起获得时域参数脑功能指数BFI。所述麻醉深度估计模块是把前面获得的Lratio、Hratio参数和BFI参数作为输入,四个状态作为输出。采集

大量20个病人,200分钟的原始脑电波信号,经过自适应模糊逻辑算法(ANFIS)对数据进行有效训练后,该系统就可以准确区分不同麻醉状态。

[0034] 采集电极按照国际10-20标准电极系统把电极Fpz作为参考,电极AT1,和左乳突构成一对差分信号安放。脑电信号就是差分信号加参考信号,送到前端处理模块。

[0035] 前端信号处理模块的三级放大模块增益为10000倍,并且集成了50Hz工频滤波模块,避免了50Hz工频信号对微弱的脑电信号的干扰。模数转换模块是16位,采集频率512次/秒,将模拟脑电信号转换为数字脑电信号。

[0036] 低频波和高频波的频段能量比值计算公式如下:

$$[0037] \quad L_{ratio} = \log \frac{E_{30-42.5Hz}}{E_{6-12Hz}} \quad H_{ratio} = \log \frac{E_{30-42.5Hz}}{E_{11-21Hz}}$$

[0038] 其中Lratio、Hratio是经过快速傅里叶变换后低频波和高频波的频段能量比值参数,Ea-b是aHz~bHz频点的脑电图功率和。

[0039] 排列熵计算方法如以下公式所示:把512点的脑电波幅度序列 X_i 按照顺序进行m维相空间重构得到; $X_i = [x(i), x(i+L), \dots, x(i+(m-1)L)]$, $i=1, 2, \dots, N-(m-1)L$ 其中m是相空间数(一般取3~15),L是时延(一般取1或2)。

[0040] 对重构后序列中的元素按照递增顺序进行排列得到;

$$[0041] \quad X_i = [x(i+(j_1-1)L) \leq x(i+(j_2-1)L) \leq \dots \leq x(i+(j_m-1)L)]$$

[0042] 当 $x(i+(j_{i1}-1)L) = x(i+(j_{i2}-1)L)$ 则那么x就按照j的大小来排序

[0043] 例如 $j_{i1} < j_{i2}$,那么 $x(i+(j_{i1}-1)L) \leq x(i+(j_{i2}-1)L)$

[0044] 计算符号序列 $F(g) = [j_1, j_2, j_3, \dots, j_m]$, $1 \leq g \leq N-(m-1)L$ 出现的概率 P_k ,

[0045] 获得排列熵:

$$[0046] \quad PE = -100 * \sum_{j=1}^K P_k \ln P_k / Lnm!$$

[0047] 其中 P_k 是512点数字脑电波数据经过m维重构后,序列符号是递增的概率,K的取值和m相关。它能够反映脑电信号的活跃程度。PE取值0到100, P_k 是512点数字脑电波数据经过m维重构后得到的,序列符号是递增的概率;其中m是相空间数(一般取3~15)

[0048] 爆发抑制比计算方法如以下公式所示:

$$[0049] \quad nleo(j) = \sum_{n=j}^{i=20} |x(i-1)x(i-2) - x(i)x(i-3)| \quad NLEO(k) = \sum_{m=k}^{k=25} nleo(m)$$

[0050] 其中 $x(i)$ 是512点数字脑电波数据中第i个的值,nleo(j)表示20个脑电信号数据获得的变换参数:NLEO(k)为一定时间内25个参数和;计算60秒内,参数NLEO持续小于某个特定值的占比,其比值为BSR。

[0051] 所述脑功能指数计算方法如以下公式所示:

$$[0052] \quad BFI = 50 - \left(\frac{BSR}{2}\right) \quad BSR > 40$$

$$[0053] \quad BFI = \alpha (PE) + (1-\alpha) \left(40 - \left(\frac{BSR}{4}\right)\right) \quad BSR \leq 40$$

[0054] α 值由经验表如图2。 α 表示神经活动的剧烈程度,取BSR=40为分界点(标志清醒与深度麻醉状态),在小于等于40情况下,脑电波活动比较激烈,需要用 α 进行判别,当BSR在于40以上标志已经进入深度麻醉,这时候没有神经活动,所以可以认为 α 为0。

[0055] 所述麻醉深度估计模块把前面获得的Lratio、Hratio参数和BFI参数作为输入,四种麻醉状态,清醒状态、浅度麻醉、正常麻醉、深度麻醉作为输出(把清醒到深度麻醉定义为100到0)。利用模糊逻辑推理算法anfis对数据进行有效训练,anfis算法主要是利用BP反向传播算法和最小二乘法来完成对输入/输出的建模,它能够从数据集中提取相应信息(模糊规则)的学习方法。最后使用evalfis函数输出不同参数下,麻醉深度的值。从而该系统就可以准确区分不同麻醉状态。

[0056] 显示模块,对麻醉深度进行显示。每秒更新显示10次。

[0057] 将上述实施系统和临床广泛采用的CSM麻醉仪器进行对比,记录20位临床病人4种稳定麻醉状态下的原始脑电数据、麻醉状态指数CSI和稳定麻醉深度指数SDA,每种状态至少50分钟的数据。

[0058] 结果与分析:

[0059] 图3显示不同麻醉状态下低频波和高频波频段能量变化,随着麻醉深度的增加,能量向低频段转移。可以观察到主要能量集中在100hz以内,另外在10hz附近,清醒能量状态明显强于麻醉状态。

[0060] 图4显示在输入参数不包含时域参数BFI时,在清醒状态下,混合麻醉深度指数无法稳定,且和CSI指数有较大差异。在清醒状态下,因为脑部活动激烈,所以需要最终引入BFI来参考计算,如果默认BFI不参与指标计算(即 $BFI=0$),则其结果和标准的CSI指数有比较大的波动如图4显示,而在引入了定义的BFI参数后,可以看到结果和标准CSI曲线有很好的吻合。

[0061] 图5显示在输入参数包含时域参数BFI时,混合麻醉深度指数能够准确的区分不同麻醉状态,而且和标准CSI指数有良好的相关性,相关性系数 $r=0.94$, $p<0.01$ 。

[0062] 提供以上实施例仅仅是为了描述本发明的目的,而并非要限制本发明的范围。本发明的范围由所附权利要求限定。不脱离本发明的精神和原理而做出的各种等同替换和修改,均应涵盖在本发明的范围之内。

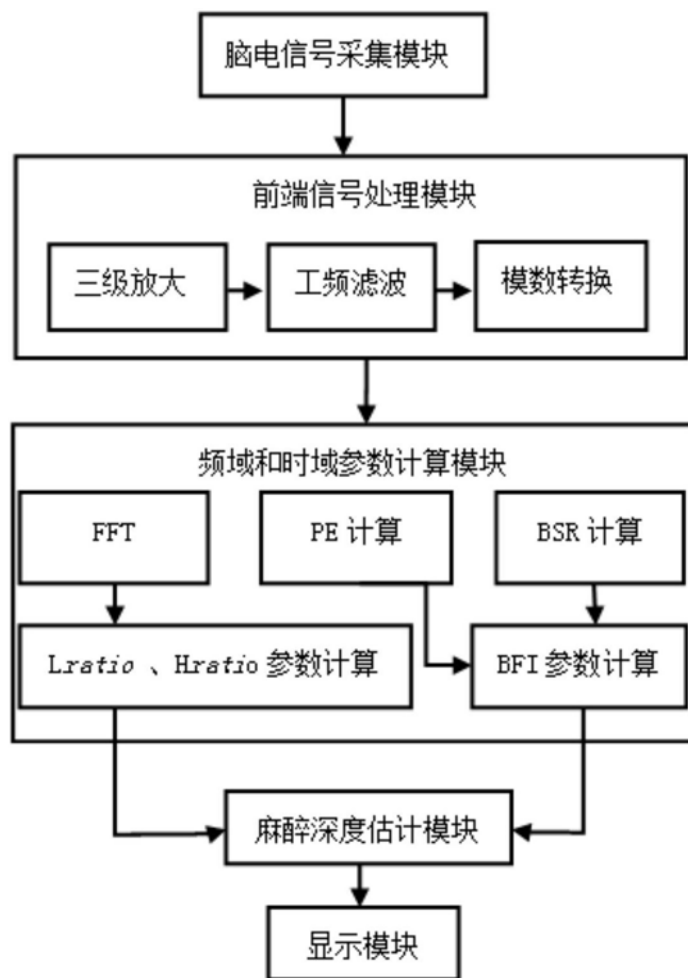


图1

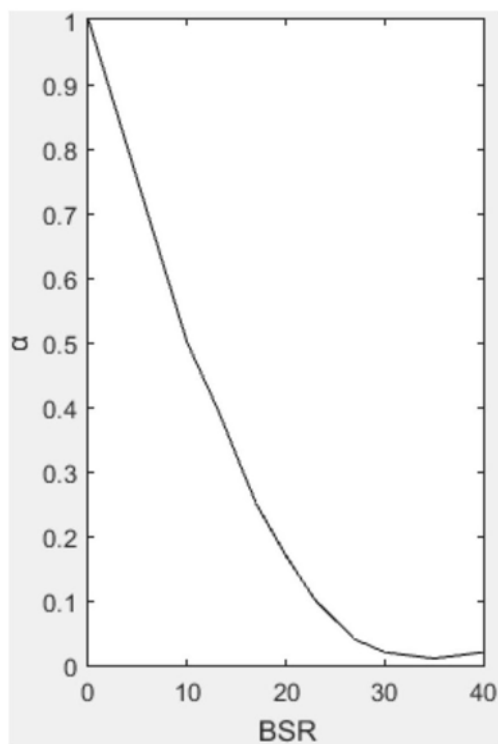


图2

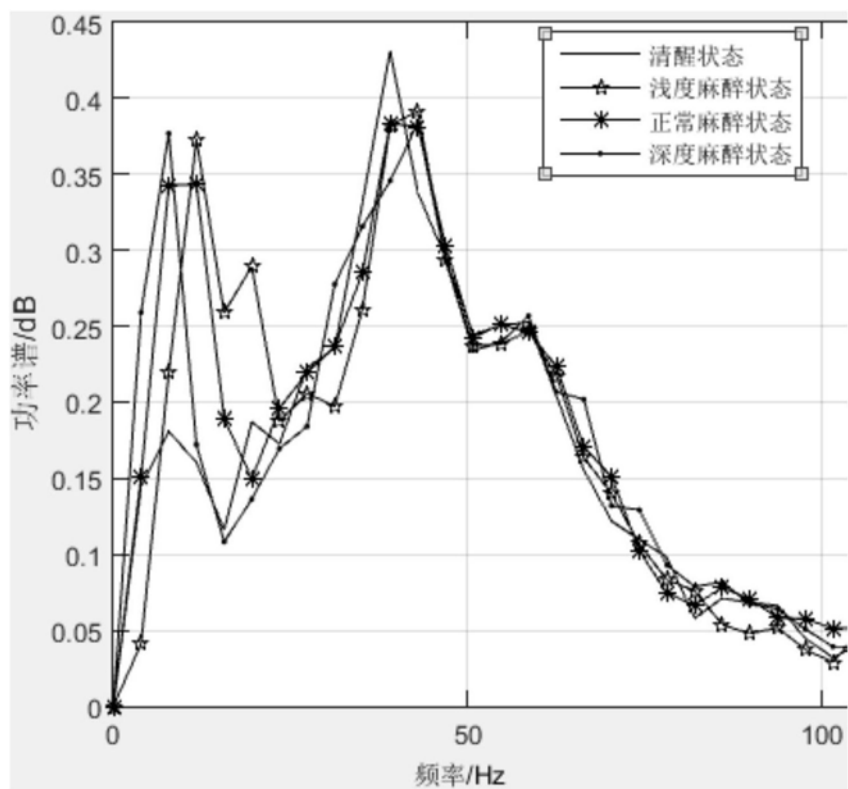


图3

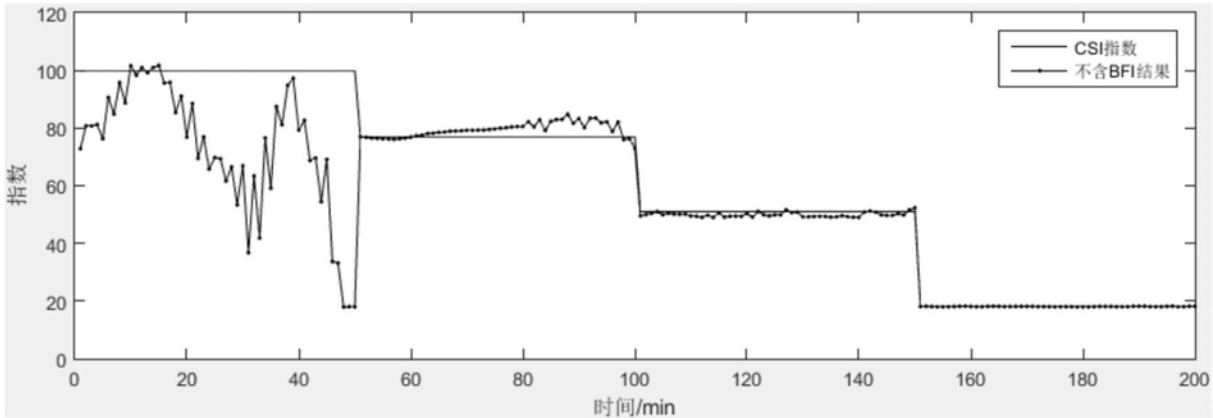


图4

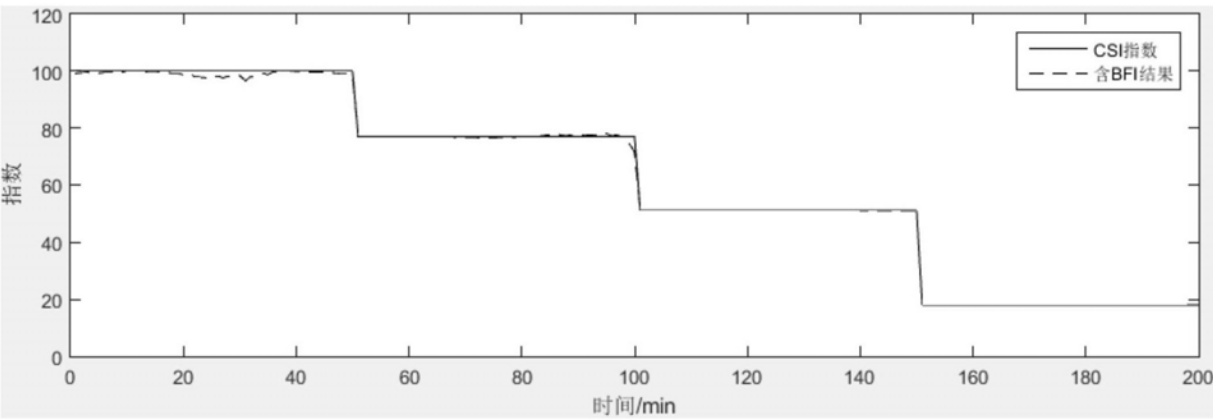


图5

专利名称(译)	一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统		
公开(公告)号	CN108451527A	公开(公告)日	2018-08-28
申请号	CN2017110089582.9	申请日	2017-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学技术大学		
[标]发明人	郑焱 王琪 徐骏		
发明人	郑焱 王琪 徐骏		
IPC分类号	A61B5/0476 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/04012 A61B5/4821 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/7257 A61B5/7264		
代理人(译)	杨学明 顾炜		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种对不同麻醉状态下脑电信号分类系统，包含脑电信号采集模块、前端信号处理模块、频域和时域参数计算模块、麻醉深度估计模块，显示模块。获得不同麻醉深度下的特征，把获得的特征值分为清醒，浅麻醉，正常麻醉，深度麻醉。本发明提出了引入一个结合排列熵和爆发抑制比得到的脑功能指数，在频域和时域两方面对脑电信号这种复杂的非线性随机信号进行分析，提高了对深度麻醉时的分类准确率。该分类方法可应用与麻醉手术时病人麻醉深度的确定。为医务人员对患者实施麻醉手术提供了可靠依据。

