



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106821335 A

(43)申请公布日 2017.06.13

(21)申请号 201710213692.1

A61M 21/00(2006.01)

(22)申请日 2017.04.01

(71)申请人 新乡医学院第一附属医院

地址 453100 河南新乡卫辉市健康路88号

(72)发明人 张永强 张晓冉 田建民 刘国泽

张凯 张江峰 刘晶晶 左志超

岳修勤

(74)专利代理机构 北京国坤专利代理事务所

(普通合伙) 11491

代理人 姜彦

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

A61B 5/0488(2006.01)

A61M 16/01(2006.01)

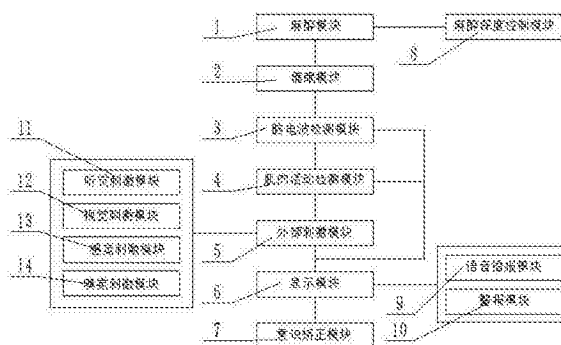
权利要求书3页 说明书7页 附图1页

(54)发明名称

一种麻醉和意识深度监测模块

(57)摘要

本发明涉及一种麻醉和意识深度监测模块，包括麻醉模块，所述麻醉模块与催眠模块电性连接，所述催眠模块与脑电波检测模块电性连接，所述脑电波检测模块与肌肉活动检测模块电性连接，所述肌肉活动检测模块用于检测者从肌肉活动中发出的肌电图信号进行检测，所述肌肉活动检测模块与外部刺激模块电性连接，所述外部刺激模块与显示模块电性连接，所述显示模块与意识矫正模块电性连接，所述意识矫正模块用于对测试完毕的测试者进行意识恢复。本发明通过对测试者麻醉催眠后的脑电波和肌肉活动进行检测，并对其施加外部刺激后再次检测测试者的脑电波和肌肉活动进行检测，并对检测数据进行对比，从而实现对测试者意识深度的监测。



1. 一种麻醉和意识深度监测模块,其特征在于,所述麻醉和意识深度监测模块包括麻醉模块;

所述麻醉模块用于对测试者进行麻醉工作;

所述麻醉模块与催眠模块电性连接所述催眠模块用于对受过麻醉的测试者进行催眠处理;

所述催眠模块与脑电波检测模块电性连接,所述脑电波检测模块用于对受过麻醉和催眠的测试者所发出的脑电波进行检测;所述脑电波检测模块的稳定不动点域上的传递函数包括:

$$Y_t = F(v_t) : Y_{i-1,t} = (2-\alpha) Y_{i-1,t-1} - (1-\alpha) Y_{i-1,t-2} + \beta g(Y_{i-1,t-1}) + v_{i-1,t};$$

以及逆向脉冲传递函数 $v_t = F^{-1}(Y_t)$: 作为无调幅 $v_{i,t} = Y_{i-1,t}$ 和作为调幅:

$$v_{i,t} = \begin{cases} c_1 & \text{如果 } Y_{i-1,t} \geq c_1 \\ Y_{i-1,t} & \text{如果 } c_2 \leq Y_{i-1,t} < c_1 \\ c_2 & \text{如果 } c_3 \leq Y_{i-1,t} < c_2 \\ v_t^{(i)} & \text{如果 } Y_{i-1,t} < c_3 \end{cases} \text{ 作为 } i=1,2,\dots,q;$$

所述的传递函数 $Y_t = F(v_t)$, 包括有界且满足 $g(-x) = -g(x)$ 和 $xg(x) < 0$ 的恢复力项 $g(x)$, 阻力系数 $0 < \alpha < 2$, 恢复力系数 $\beta > 0$ 以及相对恢复力系数

$$0 < \gamma = \beta / (4-2\alpha) < 1;$$

所述的传递函数 $Y_t = F(v_t)$ 和逆向传递函数 $v_t = F^{-1}(Y_t)$, 包括输入信号 $v_{i,t}$, 响应输出 $Y_{i,t}$, $Y_{i,t}$ 的一阶滞后值 $Y_{i,t-1}$, $Y_{i,t}$ 的二阶滞后值 $Y_{i,t-2}$, 初始值 $Y_{i,-1} = 0$, $Y_{i,0} = 0$, $v_{1,t} = c_1$ 如果 $v_t \geq c_1$ 否则 $v_{1,t} = v_t^{(1)}$, v_t 是原始输入信号, $v_t^{(i)}$ 是具有小方差的白噪音, 阈值 $0 < c_3 < c_2 < c_1$, $i = 1, 2, \dots, q$ 表示传输中继节点数及 $t = 1, 2, \dots, n$ 表示时间或信号数;

所述脑电波检测模块与肌肉活动检测模块电性连接, 所述肌肉活动检测模块用于检测者从肌肉活动中发出的肌电图信号进行检测; 所述肌肉活动检测模块的信号检测与信道的估计方法利用 KRST 与编码对信源端的发送信号进行编码, 信源发送的信息符号矩阵为 $S = [s_1, \dots, s_N] \in M_S \times N$, 其中每一个信息符号向量为 $s_n \in M_S \times 1$, $n = 1, \dots, N$, s_n 满足功率限制条件 $E(s_n^H s_n) = M_s$; 采用 $\Xi \in M_S \times 1$ 对每一信息符号向量 s_n 进行编码, 然后对编码后的信号 Ξs_n 进行对角化, 可得信号 $\text{diag}(\Xi s_n) \in M_s \times M_s$; 最后对信号后乘扩展码矩阵 $C \in M_s \times L$, 获得时间分集, 信源的发送信号矩阵表示为:

$$U = \text{diag}(\Xi s_n) C;$$

于第 n 个信息符号向量, 信宿的接收信号为:

$$Y_{(D)}, n = H_{(RD)} F H_{(SR)} \text{diag}(\Xi s_n) C + H_{(RD)} F V_{(R)} + V_{(D)}$$

$$= H_{(SRD)} D_n(X) C + V_n;$$

其中 $H_{(SRD)} = H_{(RD)} + F H_{(SR)} \in M_D \times M_S$ 为组合信道矩阵, $V_n = H_{(RD)} F V_{(R)} + V_{(D)} \in M_D \times L$ 为噪声矩阵, $X = [x_1^T, \dots, x_N^T]^T \in N \times M_S$, $x_n = (\Xi s_n)^T \in 1 \times M_S$, $D_n(\cdot)$ 表示对角化操作, 即取括号中矩阵的第 n 行元素置于对所得矩阵的对角线上, 所得矩阵的其他位置元素都为 0;

所述肌肉活动检测模块与外部刺激模块电性连接, 所述外部刺激模块用于对受麻醉和

催眠的测试者进行外部刺激;

所述外部刺激模块与显示模块电性连接,所述显示模块用于对所述脑电波检测模块和所述肌肉活动检测模块检测的数据进行显示;所述显示模块的接收信号的信号模型表示为:

$$y(t) = \sum_i x_i(t) + n(t) = \sum_i \sqrt{S_i} e^{j\theta_i} e^{j\omega_i t} \sum_k c_{ik} h_i(t - kT_{si}) + \sqrt{N}w(t);$$

其中 $x_i(t)$ $i=1, 2 \cdots p$ 是时频重叠的分量信号, p 为分量信号的个数, t 为时间; $\sqrt{N}w(t)$ 为方差为 N 加性高斯白噪声; $\sqrt{S_i}$ 为分量信号 $x_i(t)$ 的幅度; c_{ik} 为调制信号; $h_i(t)$ ($i=1, \dots, N$)

为滚降系数 α 的升余弦成形滤波函数,且 $h_i(t) = \frac{\sin \pi t/T_{si}}{\pi t/T_{si}} \cdot \frac{\cos \pi \alpha t/T_{si}}{1 - 4\alpha^2 t^2/T_{si}^2}$; T_{si} 为各分量信号的

码元速率; f_{ci} 为各分量信号的载波频率,且 $\omega_i = 2\pi f_{ci}$; j 为虚数的表示形式,且满足 $j^2 = -1$;各分量信号之间以及分量信号和噪声之间相互独立;

所述显示模块与意识矫正模块电性连接,所述意识矫正模块用于对测试完毕的测试者进行意识恢复;

所述外部刺激模块和所述显示模块之间还与脑电波检测模块和肌肉活动检测模块电性连接;

所述麻醉模块包括麻醉深度控制模块,所述麻醉深度控制模块用于对测试者经受麻醉的深度进行控制;

所述外部刺激模块包括听觉刺激模块、视觉刺激模块、感觉刺激模块和嗅觉刺激模块,所述听觉刺激模块用于对测试者的听觉进行刺激,所述视觉刺激模块用于对测试者的视觉进行刺激,所述感觉刺激模块用于对测试者的感觉进行刺激,所述嗅觉刺激模块用于对测试者的嗅觉进行刺激;

所述显示模块包括语音播报模块和警报模块,所述语音播报模块用于对检测数据进行播报,所述警报模块用于当检测数据出现波动是发出警报和提示。

2. 如权利要求1所述的麻醉和意识深度监测模块,其特征在于,所述显示模块的混沌序列产生方法包括以下步骤:

(1) 输入系统参数:

获取离散函数模型:

$$u(n) = u(0) + \sum_{j=1}^n \alpha(\mu, v, j, n) u(j-1)(1-u(j-1)) \quad (1);$$

式(1)中: $u(0)$ 为初始信号, μ 为混沌参数, v 为分数阶阶数, n 为信号长度, j 表示第 j 步迭代, $\alpha(\mu, v, j, n)$ 为离散积分核, $u(n)$ 为第 n 步信号, n 和 N 设置为800, m 为1, L, N 的整数;

根据式(1),选定参数 $u(0)$ 、 μ 、 v ;

所述离散函数模型获取包括:

利用分数阶离散微积分的方法,将经典的Logistic方程修正为如下差分方程:

$${}^C\Delta_a^v u(t) = Ku(t+v-1)(1-u(t+v-1)), \quad (4);$$

式(4)中, ${}^C\Delta_a^v$ 为分数阶差分算子, $t=1-v, 2-v, \dots, a$ 为初始点;

将式(4)中取 $a=0$,进而将式(4)转换为离散函数模型:

$$u(n) = u(0) + \sum_{j=1}^n \alpha(\mu, v, j, n) u(j-1)(1-u(j-1)) \quad ;$$

所述分数阶离散微积分的函数模型为:

$${}^c \Delta_a^\nu u(t) = \frac{1}{\Gamma(1-\nu)} \sum_{s=a}^{t-1+\nu} (t-s-1)^{(-\nu)} \Delta u(s) \quad (5)$$

式(4)中, a 为初始点, $0 < \nu < 1$ 为分数阶阶数, $t = a+1-\nu, a+2-\nu, \dots$, $\Delta u(s) = u(s+1) - u(s)$, $(t-s-1)^{(-\nu)} = \frac{\Gamma(t-s)}{\Gamma(t-s+\nu)}$, Γ 为伽马函数;

所述经典的Logistic方程定义为:

$$\frac{du}{dt} = Ku(t)(1-u(t)) \quad (6)$$

(2) 判断上述参数能否产生混沌信号:

首先计算切映射 $b(m)$:

$$b(m) = b(0) + \sum_{j=1}^m \alpha(\mu, v, j, m) b(j-1)(1-2u(j-1)), b(0) = 1 \quad (2) ;$$

再计算李亚谱诺夫指数 λ :

$$\lambda = \frac{1}{N} \times \ln |b(N-1)| \quad (3) ;$$

在式(2)、(3)与式(1)中相同标记各参数指代相同;

判断依据为:由式(1)、式(2)以及式(3)计算出 λ , 假如 $\lambda > 0$, 则说明能够产生混沌信号, 否则不能产生混沌信号;

(3) 计算生成混沌信号; 根据选定的参数 $u(0)$ 、 μ 、 ν 能够产生混沌信号, 重新赋值给参数 n ;

在式(1)中输入 $u(0)$ 、 μ 、 ν 以及 n 的值, 舍弃前50组信号, 计算机作图 $u(0), L, u(n)$, 生成混沌信号 $u(0), L, u(n)$ 。

一种麻醉和意识深度监测模块

技术领域

[0001] 本发明属于诱发电生理信号监测领域,尤其涉及一种麻醉和意识深度监测模块。

背景技术

[0002] 麻醉 (anesthesia) 一词源于希腊文narkosis,顾名思义,麻为麻木麻痹,醉为酒醉昏迷。因此,麻醉的含义是用药物或其他方法使患者整体或局部暂时失去感觉,以达到无痛的目的进行手术治疗。麻醉学 (anesthesiology) 是运用有关麻醉的基础理论、临床知识和技术以消除患者手术疼痛,保证患者安全,为手术创造良好条件的一门科学。现在,麻醉学已经成为临床医学中一个专门的独立学科,主要包括临床麻醉学、急救复苏医学、重症监测治疗学、疼痛诊疗学和其他相关医学及其机制的研究,是一门研究麻醉、镇痛、急救复苏及重症医学的综合性学科。其中临床麻醉是现代麻醉学的主要部分;意识是人脑对大脑内外表象的觉察。生理学上,意识脑区指可以获得其它各脑区信息的意识脑区 (在前额叶周边)。

[0003] 意识脑区最重要的功能就是辨识真伪,即它可以辨识自己脑区中的表象是来自于外部感官的还是来自于想像或回忆的。此种辨识真伪的能力,任何其它脑区都没有。当人在睡眠时,意识脑区的兴奋度降至最低,此时无法辨别脑中意像的真伪,大脑进而采取了全部信以为真的方式,这就是所谓的“梦境”。意识脑区没有自己的记忆,它的存储区域称作“暂存区”,如同计算机的内存一样,只能暂时保存所察觉的信息。意识还是“永动”的,你可以试一下使脑中的意像停止下来,即会发现这种尝试的徒劳。有研究认为,意识脑区其实没有思维能力,真正的思维都发生在潜意识的诸脑区中,我们所感知到的思维,其实是潜意识将其思维呈现于意识脑区的结果。

[0004] 但现在缺少一种对人类麻醉过程中意识深度检测的设备。

发明内容

[0005] 本发明为解决公知技术中存在的技术问题而提供一种结构简单、安装使用方便、提高工作效率的一种麻醉和意识深度监测模块。

[0006] 本发明为解决公知技术中存在的技术问题所采取的技术方案是:

[0007] 本发明提供的麻醉和意识深度监测模块,所述麻醉和意识深度监测模块包括麻醉模块;

[0008] 所述麻醉模块用于对测试者进行麻醉工作;

[0009] 所述麻醉模块与催眠模块电性连接所述催眠模块用于对受过麻醉的测试者进行催眠处理;

[0010] 所述催眠模块与脑电波检测模块电性连接,所述脑电波检测模块用于对受过麻醉和催眠的测试者所发出的脑电波进行检测;所述脑电波检测模块的稳定不动点域上的传递函数包括:

[0011] $Y_t = F(v_t) : Y_{i-1,t} = (2-\alpha) Y_{i-1,t-1} - (1-\alpha) Y_{i-1,t-2} + \beta g(Y_{i-1,t-1}) + v_{i-1,t}$;

[0012] 以及逆向脉冲传递函数 $v_t = F^{-1}(Y_t)$: 作为无调幅 $v_{i,t} = Y_{i-1,t}$ 和作为调幅:

$$[0013] \quad v_{i,t} = \begin{cases} c_1 & \text{如果 } Y_{i-1,t} \geq c_1 \\ Y_{i-1,t} & \text{如果 } c_2 \leq Y_{i-1,t} < c_1 \\ c_2 & \text{如果 } c_3 \leq Y_{i-1,t} < c_2 \\ v_t^{(i)} & \text{如果 } Y_{i-1,t} < c_3 \end{cases} \text{ 作为 } i=1,2,\dots,q;$$

[0014] 所述的传递函数 $Y_t = F(v_t)$, 包括有界且满足 $g(-x) = -g(x)$ 和 $xg(x) < 0$ 的恢复力项 $g(x)$, 阻力系数 $0 < \alpha < 2$, 恢复力系数 $\beta > 0$ 以及相对恢复力系数 $0 < \gamma = \beta / (4 - 2\alpha) < 1$;

[0015] 所述的传递函数 $Y_t = F(v_t)$ 和逆向传递函数 $v_t = F^{-1}(Y_t)$, 包括输入信号 $v_{i,t}$, 响应输出 $Y_{i,t}$, $Y_{i,t}$ 的一阶滞后值 $Y_{i,t-1}$, $Y_{i,t}$ 的二阶滞后值 $Y_{i,t-2}$, 初始值 $Y_{i,-1} = 0$, $Y_{i,0} = 0$, $v_{1,t} = c_1$ 如果 $v_t \geq c_1$ 否则 $v_{1,t} = v_t^{(1)}$, v_t 是原始输入信号, $v_t^{(i)}$ 是具有小方差的白噪音, 阈值 $0 < c_3 < c_2 < c_1$, $i = 1, 2, \dots, q$ 表示传输中继节点数及 $t = 1, 2, \dots, n$ 表示时间或信号数;

[0016] 所述脑电波检测模块与肌肉活动检测模块电性连接, 所述肌肉活动检测模块用于检测者从肌肉活动中发出的肌电图信号进行检测; 所述肌肉活动检测模块的信号检测与信道的估计方法利用 KRST 与编码对信源端的发送信号进行编码, 信源发送的信息符号矩阵为 $S = [s_1, \dots, s_N] \in M_s \times N$, 其中每一个信息符号向量为 $s_n \in M_s \times 1$, $n = 1, \dots, N$, s_n 满足功率限制条件 $E(s_n^H s_n) = M_s$; 采用 $\Xi \in M_s \times 1$ 对每一信息符号向量 s_n 进行编码, 然后对编码后的信号 Ξs_n 进行对角化, 可得信号 $\text{diag}(\Xi s_n) \in M_s \times M_s$; 最后对信号后乘扩展码矩阵 $C \in M_s \times L$, 获得时间分集, 信源的发送信号矩阵表示为:

$$[0017] \quad U = \text{diag}(\Xi s_n) C;$$

[0018] 于第 n 个信息符号向量, 信宿的接收信号为:

$$[0019] \quad \begin{aligned} Y_{(D)n} &= H_{(RD)} F H_{(SR)} \text{diag}(\Xi s_n) C + H_{(RD)} F V_{(R)} + V_{(D)}; \\ &= H_{(SRD)} D_n(X) C + V_n. \end{aligned}$$

[0020] 其中 $H_{(SRD)} = H_{(RD)} + F H_{(SR)} \in M_{D \times M_s}$ 为组合信道矩阵, $V_n = H_{(RD)} F V_{(R)} + V_{(D)} \in M_{D \times L}$ 为噪声矩阵, $X = [x_1^T, \dots, x_N^T]^T \in N \times M_s$, $x_n = (\Xi s_n)^T \in 1 \times M_s$, $D_n(\cdot)$ 表示对角化操作, 即取括号中矩阵的第 n 行元素置于对所得矩阵的对角线上, 所得矩阵的其他位置元素都为 0;

[0021] 所述肌肉活动检测模块与外部刺激模块电性连接, 所述外部刺激模块用于对受麻醉和催眠的测试者进行外部刺激;

[0022] 所述外部刺激模块与显示模块电性连接, 所述显示模块用于对所述脑电波检测模块和所述肌肉活动检测模块检测的数据进行显示; 所述显示模块的接收信号的信号模型表示为:

$$[0023] \quad y(t) = \sum_i x_i(t) + n(t) = \sum_i \sqrt{S_i} e^{j\theta_i} e^{j\omega_i t} \sum_k c_{ik} h_i(t - kT_{si}) + \sqrt{N} w(t);$$

[0024] 其中 $x_i(t)$ $i = 1, 2, \dots, p$ 是时频重叠的分量信号, p 为分量信号的个数, t 为时间; $\sqrt{N} w(t)$ 为方差为 N 加性高斯白噪声; $\sqrt{S_i}$ 为分量信号 $x_i(t)$ 的幅度; c_{ik} 为调制信号; $h_i(t)$ ($i = 1, \dots, N$) 为滚降系数 α 的升余弦成形滤波函数, 且 $h_i(t) = \frac{\sin \pi t / T_{si}}{\pi t / T_{si}} \cdot \frac{\cos \pi \alpha t / T_{si}}{1 - 4\alpha^2 t^2 / T_{si}^2}$; T_{si} 为各

分量信号的码元速率; f_{ci} 为各分量信号的载波频率, 且 $w_i = 2\pi f_{ci}$; j 为虚数的表示形式, 且满足 $j^2 = -1$; 各分量信号之间以及分量信号和噪声之间相互独立;

[0025] 所述显示模块与意识矫正模块电性连接, 所述意识矫正模块用于对测试完毕的测试者进行意识恢复;

[0026] 所述外部刺激模块和所述显示模块之间还与脑电波检测模块和肌肉活动检测模块电性连接;

[0027] 所述麻醉模块包括麻醉深度控制模块, 所述麻醉深度控制模块用于对测试者经受麻醉的深度进行控制;

[0028] 所述外部刺激模块包括听觉刺激模块、视觉刺激模块、感觉刺激模块和嗅觉刺激模块, 所述听觉刺激模块用于对测试者的听觉进行刺激, 所述视觉刺激模块用于对测试者的视觉进行刺激, 所述感觉刺激模块用于对测试者的感觉进行刺激, 所述嗅觉刺激模块用于对测试者的嗅觉进行刺激;

[0029] 所述显示模块包括语音播报模块和警报模块, 所述语音播报模块用于对检测数据进行播报, 所述警报模块用于当检测数据出现波动是发出警报和提示。

[0030] 进一步, 所述显示模块的混沌序列产生方法包括以下步骤:

[0031] (1) 输入系统参数:

[0032] 获取离散函数模型:

$$[0033] \quad u(n) = u(0) + \sum_{j=1}^n \alpha(\mu, v, j, n) u(j-1)(1-u(j-1)) \quad (1);$$

[0034] 式(1)中: $u(0)$ 为初始信号, μ 为混沌参数, v 为分数阶阶数, n 为信号长度, j 表示第 j 步迭代, $\alpha(\mu, v, j, n)$ 为离散积分核, $u(n)$ 为第 n 步信号, n 和 N 设置为 800, m 为 1, L, N 的整数;

[0035] 根据式(1), 选定参数 $u(0)$ 、 μ 、 v ;

[0036] 所述离散函数模型获取包括:

[0037] 利用分数阶离散微积分的方法, 将经典的 Logistic 方程修正为如下差分方程:

$$[0038] \quad {}^c\Delta_a^v u(t) = Ku(t+v-1)(1-u(t+v-1)), \quad (4);$$

[0039] 式(4)中, ${}^c\Delta_a^v$ 为分数阶差分算子, $t=1-v, 2-v, \dots$, a 为初始点;

[0040] 将式(4)中取 $a=0$, 进而将式(4)转换为离散函数模型:

$$[0041] \quad u(n) = u(0) + \sum_{j=1}^n \alpha(\mu, v, j, n) u(j-1)(1-u(j-1)) \quad ;$$

[0042] 所述分数阶离散微积分的函数模型为:

$$[0043] \quad {}^c\Delta_a^v u(t) = \frac{1}{\Gamma(1-v)} \sum_{s=a}^{t-1+v} (t-s-1)^{(-v)} \Delta u(s) \quad (5)$$

[0044] 式(4)中, a 为初始点, $0 < v < 1$ 为分数阶阶数, $t=a+1-v, a+2-v, \dots$, $\Delta u(s) = u(s+1) - u(s)$, $(t-s-1)^{(-v)} = \frac{\Gamma(t-s)}{\Gamma(t-s+v)}$, Γ 为伽马函数;

[0045] 所述经典的 Logistic 方程定义为:

$$[0046] \quad \frac{du}{dt} = Ku(t)(1-u(t)) \quad (6)$$

[0047] (2) 判断上述参数能否产生混沌信号:

[0048] 首先计算切映射 $b(m)$:

$$[0049] \quad b(m) = b(0) + \sum_{j=1}^m \alpha(\mu, v, j, m) b(j-1) (1 - 2u(j-1)), b(0) = 1 \quad (2);$$

[0050] 再计算李亚谱诺夫指数 λ :

$$[0051] \quad \lambda = \frac{1}{N} \times \ln |b(N-1)| \quad (3);$$

[0052] 在式(2)、(3)与式(1)中相同标记各参数指代相同;

[0053] 判断依据为:由式(1)、式(2)以及式(3)计算出 λ ,假如 $\lambda > 0$,则说明能够产生混沌信号,否则不能产生混沌信号;

[0054] (3) 计算生成混沌信号;根据选定的参数 $u(0)$ 、 μ 、 v 能够产生混沌信号,重新赋值给参数 n ;

[0055] 在式(1)中输入 $u(0)$ 、 μ 、 v 以及 n 的值,舍弃前50组信号,计算机作图 $u(0)$ 、 L 、 $u(n)$,生成混沌信号 $u(0)$ 、 L 、 $u(n)$ 。

[0056] 本发明具有的优点和积极效果是:由于本发明通过对测试者麻醉催眠后的脑电波和肌肉活动进行检测,并对其施加外部刺激后再次检测测试者的脑电波和肌肉活动进行检测,并对检测数据进行对比,从而实现对测试者意识深度的监测;麻醉深度控制模块实现了对测试者麻醉深度的控制,提供了多次变量的实验数据;外部刺激模块实现了对测试者的外部刺激,有利于监测测试者的意识深度;显示模块实现了对检测数据的检测,提高了实验的直观性,语音播报模块提高了实验的语音发声环节;警报模块提高了实现的灵敏度,保证了测试者的安全。

附图说明

[0057] 图1是本发明实施例提供的麻醉和意识深度监测模块的结构示意图。

[0058] 图中:1、麻醉模块;2、催眠模块;3、脑电波检测模块;4、肌肉活动检测模块;5、外部刺激模块;6、显示模块;7、意识矫正模块;8、麻醉深度控制模块;9、语音播报模块;10、警报模块;11、听觉刺激模块;12、视觉刺激模块;13、感觉刺激模块;14、嗅觉刺激模块。

具体实施方式

[0059] 为能进一步了解本发明的发明内容、特点及功效,兹例举以下实施例,并配合附图详细说明如下。

[0060] 下面结合图1对本发明的结构作详细的描述。

[0061] 本发明实施例提供的麻醉和意识深度监测模块,包括麻醉模块1,所述麻醉模块1用于对测试者进行麻醉工作,所述麻醉模块1包括麻醉深度控制模块8,所述麻醉深度控制模块8用于对测试者经受麻醉的深度进行控制,所述麻醉模块1与催眠模块2电性连接,所述催眠模块2用于对受过麻醉的测试者进行催眠处理,所述催眠模块2与脑电波检测模块3电性连接,所述脑电波检测模块3用于对受过麻醉和催眠的测试者所发出的脑电波进行检测,所述脑电波检测模块3与肌肉活动检测模块4电性连接,所述肌肉活动检测模块4用于检测者从肌肉活动中发出的肌电图信号进行检测,所述肌肉活动检测模块4与外部刺激模块5电

性连接,所述外部刺激模块5用于对受麻醉和催眠的测试者进行外部刺激,所述外部刺激模块5包括听觉刺激模块11、视觉刺激模块12、感觉刺激模块13和嗅觉刺激模块14,所述听觉刺激模块11用于对测试者的听觉进行刺激,所述视觉刺激模块12用于对测试者的视觉进行刺激,所述感觉刺激模块13用于对测试者的感觉进行刺激,所述嗅觉刺激模块14用于对测试者的嗅觉进行刺激,所述外部刺激模块5与显示模块6电性连接,所述外部刺激模块5和所述显示模块6之间还与脑电波检测模块3和肌肉活动检测模块4电性连接,所述显示模块6用于对所述脑电波检测模块3和所述肌肉活动检测模块4检测的数据进行显示,所述显示模块6包括语音播报模块9和警报模块10,所述语音播报模块9用于对检测数据进行播报,所述警报模块10用于当检测数据出现波动是发出警报和提示,所述显示模块6与意识矫正模块7电性连接,所述意识矫正模块7用于对测试完毕的测试者进行意识恢复。

[0062] 所述脑电波检测模块的稳定不动点域上的传递函数包括:

[0063] $Y_t = F(v_t) : Y_{i-1,t} = (2-\alpha) Y_{i-1,t-1} - (1-\alpha) Y_{i-1,t-2} + \beta g(Y_{i-1,t-1}) + v_{i-1,t};$

[0064] 以及逆向脉冲传递函数 $v_t = F^{-1}(Y_t)$: 作为无调幅 $v_{i,t} = Y_{i-1,t}$ 和作为调幅:

[0065]
$$v_{i,t} = \begin{cases} c_1 & \text{如果 } Y_{i-1,t} \geq c_1 \\ Y_{i-1,t} & \text{如果 } c_2 \leq Y_{i-1,t} < c_1 \\ c_2 & \text{如果 } c_3 \leq Y_{i-1,t} < c_2 \\ v_t^{(i)} & \text{如果 } Y_{i-1,t} < c_3 \end{cases} \text{ 作为 } i=1,2,\dots,q;$$

[0066] 所述的传递函数 $Y_t = F(v_t)$, 包括有界且满足 $g(-x) = -g(x)$ 和 $xg(x) < 0$ 的恢复力项 $g(x)$, 阻力系数 $0 < \alpha < 2$, 恢复力系数 $\beta > 0$ 以及相对恢复力系数 $0 < \gamma = \beta / (4-2\alpha) < 1$;

[0067] 所述的传递函数 $Y_t = F(v_t)$ 和逆向传递函数 $v_t = F^{-1}(Y_t)$, 包括输入信号 $v_{i,t}$, 响应输出 $Y_{i,t}$, $Y_{i,t}$ 的一阶滞后值 $Y_{i,t-1}$, $Y_{i,t}$ 的二阶滞后值 $Y_{i,t-2}$, 初始值 $Y_{i,-1} = 0, Y_{i,0} = 0, v_{1,t} = c_1$ 如果 $v_t \geq c_1$ 否则 $v_{1,t} = v_t^{(1)}$, v_t 是原始输入信号, $v_t^{(i)}$ 是具有小方差的白噪音, 阈值 $0 < c_3 < c_2 < c_1$, $i=1,2,\dots,q$ 表示传输中继节点数及 $t=1,2,\dots,n$ 表示时间或信号数。

[0068] 所述肌肉活动检测模块的信号检测与信道的估计方法利用KRST与编码对信源端的发送信号进行编码, 信源发送的信息符号矩阵为 $S = [s_1, \dots, s_N] \in^{M_s \times N}$, 其中每一个信息符号向量为 $s_n \in^{M_s \times 1}, n=1, \dots, N$, s_n 满足功率限制条件 $E(s_n^H s_n) = M_s$; 采用 $\Xi \in^{M_s \times 1}$ 对每一信息符号向量 s_n 进行编码, 然后对编码后的信号 Ξs_n 进行对角化, 可得信号 $\text{diag}(\Xi s_n) \in^{M_s \times M_s}$; 最后对信号后乘扩展码矩阵 $C \in^{M_s \times L}$, 获得时间分集, 信源的发送信号矩阵表示为:

[0069] $U = \text{diag}(\Xi s_n) C;$

[0070] 于第 n 个信息符号向量, 信宿的接收信号为:

[0071]
$$\begin{aligned} Y_{(D),n} &= H_{(RD)} F H_{(SR)} \text{diag}(\Xi s_n) C + H_{(RD)} F V_{(R)} + V_{(D)}; \\ &= H_{(SRD)} D_n(X) C + V_n \end{aligned}$$

[0072] 其中 $H_{(SRD)} = H_{(RD)} + F H_{(SR)} \in^{M_D \times M_s}$ 为组合信道矩阵, $V_n = H_{(RD)} F V_{(R)} + V_{(D)} \in^{M_D \times L}$ 为噪声矩阵, $X = [x_1^T, \dots, x_N^T]^T \in^{N \times M_s}, x_n = (\Xi s_n)^T \in^{1 \times M_s}, D_n(\cdot)$ 表示对角化操作, 即取括号中矩阵的第 n 行元素置于对所得矩阵的对角线上, 所得矩阵的其他位置元素都为0。

[0073] 所述显示模块的接收信号的信号模型表示为:

$$[0074] \quad y(t) = \sum_i x_i(t) + n(t) = \sum_i \sqrt{S_i} e^{j\theta_i} e^{j\omega_i t} \sum_k c_{ik} h_i(t - kT_{si}) + \sqrt{N} w(t);$$

[0075] 其中 $x_i(t)$ $i = 1, 2 \cdots p$ 是时频重叠的分量信号, p 为分量信号的个数, t 为时间;

$\sqrt{N} w(t)$ 为方差为 N 加性高斯白噪声; $\sqrt{S_i}$ 为分量信号 $x_i(t)$ 的幅度; c_{ik} 为调制信号; $h_i(t)$ ($i = 1, \dots, N$) 为滚降系数 α 的升余弦成形滤波函数, 且 $h_i(t) = \frac{\sin \pi t / T_{si}}{\pi t / T_{si}} \cdot \frac{\cos \pi \alpha t / T_{si}}{1 - 4\alpha^2 t^2 / T_{si}^2}$; T_{si} 为各

分量信号的码元速率; f_{ci} 为各分量信号的载波频率, 且 $\omega_i = 2\pi f_{ci}$; j 为虚数的表示形式, 且满足 $j^2 = -1$; 各分量信号之间以及分量信号和噪声之间相互独立。

[0076] 所述显示模块的混沌序列产生方法包括以下步骤:

[0077] (1) 输入系统参数:

[0078] 获取离散函数模型:

$$[0079] \quad u(n) = u(0) + \sum_{j=1}^n \alpha(\mu, v, j, n) u(j-1) (1 - u(j-1)) \quad (1);$$

[0080] 式(1)中: $u(0)$ 为初始信号, μ 为混沌参数, v 为分数阶阶数, n 为信号长度, j 表示第 j 步迭代, $\alpha(\mu, v, j, n)$ 为离散积分核, $u(n)$ 为第 n 步信号, n 和 N 设置为 800, m 为 1, L, N 的整数;

[0081] 根据式(1), 选定参数 $u(0)$ 、 μ 、 v ;

[0082] 所述离散函数模型获取包括:

[0083] 利用分数阶离散微积分的方法, 将经典的 Logistic 方程修正为如下差分方程:

$$[0084] \quad {}^C \Delta_a^v u(t) = K u(t+v-1) (1 - u(t+v-1)), \quad (4);$$

[0085] 式(4)中, ${}^C \Delta_a^v$ 为分数阶差分算子, $t = 1-v, 2-v, \dots$, a 为初始点;

[0086] 将式(4)中取 $a = 0$, 进而将式(4)转换为离散函数模型:

$$[0087] \quad u(n) = u(0) + \sum_{j=1}^n \alpha(\mu, v, j, n) u(j-1) (1 - u(j-1));$$

[0088] 所述分数阶离散微积分的函数模型为:

$$[0089] \quad {}^C \Delta_a^v u(t) = \frac{1}{\Gamma(1-v)} \sum_{s=a}^{t-1+v} (t-s-1)^{(-v)} \Delta u(s) \quad (5)$$

[0090] 式(4)中, a 为初始点, $0 < v < 1$ 为分数阶阶数, $t = a+1-v, a+2-v, \dots$, $\Delta u(s) = u(s+1) - u(s)$, $(t-s-1)^{(-v)} = \frac{\Gamma(t-s)}{\Gamma(t-s+v)}$, Γ 为伽马函数;

[0091] 所述经典的 Logistic 方程定义为:

$$[0092] \quad \frac{du}{dt} = K u(t) (1 - u(t)) \quad (6)$$

[0093] (2) 判断上述参数能否产生混沌信号:

[0094] 首先计算切映射 $b(m)$:

$$[0095] \quad b(m) = b(0) + \sum_{j=1}^m \alpha(\mu, v, j, m) b(j-1) (1 - 2u(j-1)), b(0) = 1 \quad (2);$$

[0096] 再计算李亚谱诺夫指数 λ :

[0097]
$$\lambda = \frac{1}{N} \times \ln |b(N-1)| \quad (3);$$

[0098] 在式(2)、(3)与式(1)中相同标记各参数指代相同;

[0099] 判断依据为:由式(1)、式(2)以及式(3)计算出 λ ,假如 $\lambda > 0$,则说明能够产生混沌信号,否则不能产生混沌信号;

[0100] (3)计算生成混沌信号;根据选定的参数 $u(0)$ 、 μ 、 ν 能够产生混沌信号,重新赋值给参数 n ;

[0101] 在式(1)中输入 $u(0)$ 、 μ 、 ν 以及 n 的值,舍弃前50组信号,计算机作图 $u(0)$ 、 L 、 $u(n)$,生成混沌信号 $u(0)$ 、 L 、 $u(n)$ 。

[0102] 工作原理:使用时,首先将脑电波检测模块3和肌肉活动检测模块4的检测装置安装在测试者身上,然后再通过麻醉模块1对测试者进行麻醉处理,并通过麻醉深度控制模块8对测试者所承受的麻醉深度进行控制,然后通过催眠模块2对经过麻醉的测试者在进行催眠模块,待测试者处于麻醉和催眠状态时,对测试者的脑电波和肌肉活动通过脑电波检测模块3和肌肉活动检测模块4进行检测,取得测试数据后,将测试数据显示在显示模块6上,然后再通过外部刺激模块5对测试者进行听觉、视觉、感觉和嗅觉分别进行刺激,再对测试者的脑电波和肌肉活动通过脑电波检测模块3和肌肉活动检测模块4进行检测,然后再将测试数据放在显示模块6上显示,然后对受外部刺激前后的检测数据进行对比,从而得出实验结果,显示模块6上的语音播报模块9对显示的数据进行语音播报,警报模块10还可以发出警报,最后通过意识校正模块7对测试者的意识进行恢复和校正;本发明通过对测试者麻醉催眠后的脑电波和肌肉活动进行检测,并对其施加外部刺激后再次检测测试者的脑电波和肌肉活动进行检测,并对检测数据进行对比,从而实现对测试者意识深度的监测;麻醉深度控制模块8实现了对测试者麻醉深度的控制,提供了多次变量的实验数据;外部刺激模块5实现了对测试者的外部刺激,有利于监测测试者的意识深度;显示模块6实现了对检测数据的检测,提高了实验的直观性,语音播报模块9提高了实验的语音发声环节;警报模块10提高了实现的灵敏度,保证了测试者的安全。

[0103] 以上所述仅是对本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,凡是依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改,等同变化与修饰,均属于本发明技术方案的范围。

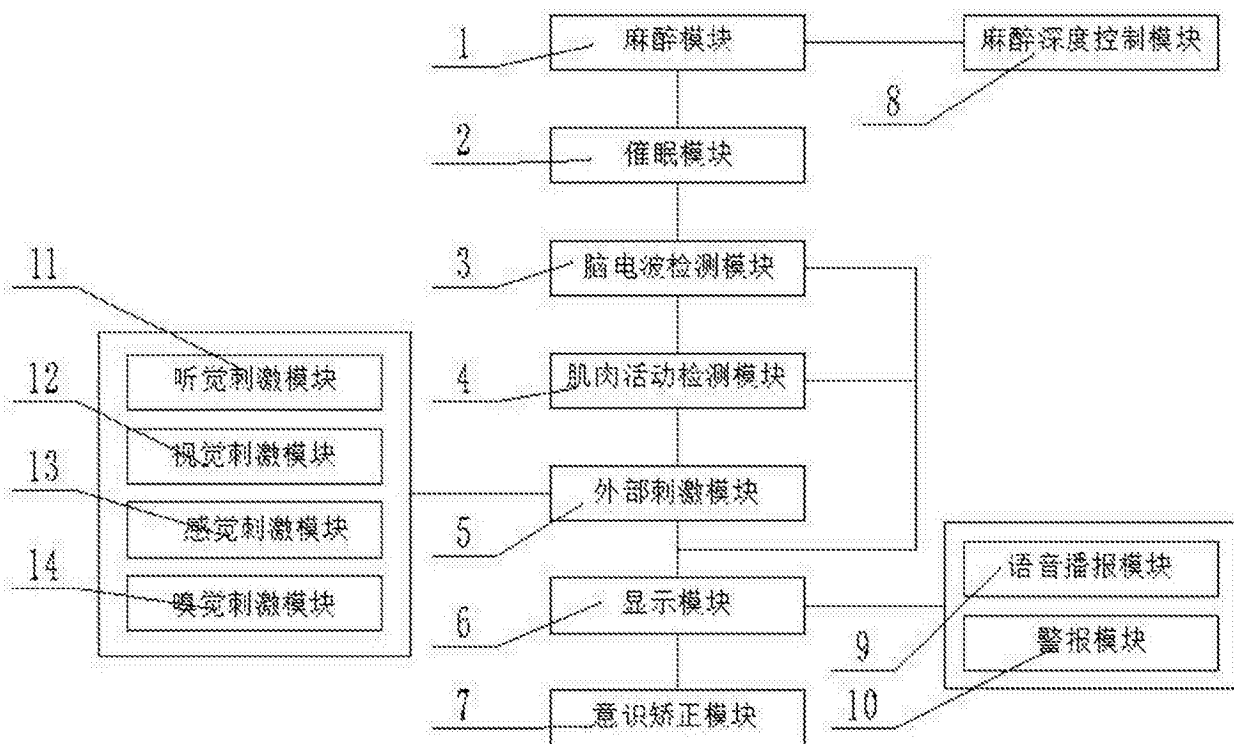


图1

专利名称(译)	一种麻醉和意识深度监测模块		
公开(公告)号	CN106821335A	公开(公告)日	2017-06-13
申请号	CN2017110213692.1	申请日	2017-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	新乡医学院第一附属医院		
申请(专利权)人(译)	新乡医学院第一附属医院		
当前申请(专利权)人(译)	新乡医学院第一附属医院		
[标]发明人	张永强 张晓冉 田建民 刘国泽 张凯 张江峰 刘晶晶 左志超 岳修勤		
发明人	张永强 张晓冉 田建民 刘国泽 张凯 张江峰 刘晶晶 左志超 岳修勤		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0476 A61B5/0488 A61M16/01 A61M21/00		
CPC分类号	A61B5/4821 A61B5/0476 A61B5/0488 A61M16/0003 A61M16/0051 A61M16/01 A61M21/00 A61M2021/0016 A61M2021/0022 A61M2021/0027 A61M2021/0044 A61M2205/33 A61M2230/08 A61M2230/10 A61M2230/005		
代理人(译)	姜彦		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种麻醉和意识深度监测模块，包括麻醉模块，所述麻醉模块与催眠模块电性连接，所述催眠模块与脑电波检测模块电性连接，所述脑电波检测模块与肌肉活动检测模块电性连接，所述肌肉活动检测模块用于检测者从肌肉活动中发出的肌电图信号进行检测，所述肌肉活动检测模块与外部刺激模块电性连接，所述外部刺激模块与显示模块电性连接，所述显示模块与意识矫正模块电性连接，所述意识矫正模块用于对测试完毕的测试者进行意识恢复。本发明通过对测试者麻醉催眠后的脑电波和肌肉活动进行检测，并对其施加外部刺激后再次检测测试者的脑电波和肌肉活动进行检测，并对检测数据进行对比，从而实现对测试者意识深度的监测。

