



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110680285 A

(43)申请公布日 2020.01.14

(21)申请号 201911035480.4

(22)申请日 2019.10.29

(71)申请人 张萍萍

地址 262700 山东省潍坊市寿光市健康路
45号寿光市人民医院

(72)发明人 张萍萍 赵倩倩 付晓

(74)专利代理机构 昆明合众智信知识产权事务
所 53113

代理人 叶春娜

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

G06K 9/00(2006.01)

G06N 3/04(2006.01)

权利要求书3页 说明书6页 附图1页

(54)发明名称

一种基于神经网络的麻醉程度监测装置

(57)摘要

本发明涉及一种基于神经网络的麻醉程度监测装置,包括:脑电信号提取模块和处理器,处理器对脑电信号进行处理,以判断人体的麻醉程度。本发明中通过将人体的麻醉过程分为四个时期,并提出了状态传递函数来进行四个时期的识别,为了进行可靠识别,通过神经网络对状态传递函数的判断阈值进行更新,通过本申请的监测装置,可以可靠地监测人体的麻醉程度,为进行外科手术提供了极大便利。



1. 一种基于神经网络的麻醉程度监测装置,其特征在于,包括:

脑电信号提取模块,用于对麻醉过程中的脑电信号进行提取;

处理器,用于对所述脑电信号进行处理,以确定人体的麻醉程度并进行显示。

2. 根据权利要求1所述的监测装置,其特征在于,所述处理器通过传递函数实现人体麻醉程度的识别,所述的通过传递函数实现人体麻醉程度的识别过程如下:

将人体的麻醉程度分为四个时期:清醒期、诱导期、维持期、恢复期,假定人体麻醉过程中大脑皮层的电活动为所述四个时期期间的状态转变过程,对这四个时期进行定义,分别定义为 S_1 、 S_2 、 S_3 、 S_4 ,定义传递函数 H , H 表示状态转变过程;

设输入的脑电信号为观测变量 x ,则函数 H 就是变量 x 在状态 S_1 到 S_4 之间转变的函数,该函数 H 产生了一个在0-10之间变化的值 i ,可以表示为:

$$H: x \in [S_1, S_2, S_3, S_4] \rightarrow i \in [0, 10] \quad (1),$$

其中,变量 x 是通过对脑电信号进行处理得到的,对脑电信号进行处理得到变量 x 的过程如下:

首先,利用脑电电极采集人体在麻醉过程中的脑电信号并进行预处理,得到脑电信号的时间序列 $\{X_1, X_2, \dots, X_T\}$,其中 T 为采集的样本总数,利用AR模型,得到信号 x ,其中 $x(t)$ 代表的对应于时刻 t 的信号 $x(t)$, $x(t)$ 为过去 P 个值的加权平均和与随机扰动噪声相加, p 代表模型的阶数,可以表示为:

$$x(t) = \sum_{i=1}^p \alpha_p(i) x(t-i) + \varepsilon(t) \quad (2),$$

其中 $\varepsilon(t)$ 表示 t 时刻的噪声因子, $\alpha_p(i)$ 表示权值, $t=1, 2, \dots, T$, $x(t-i)$ 表示第 $t-i$ 时刻的信号;

得到代表脑电信号 (EEG) 的变量 x ,其中 $x = \{X_1, X_2, \dots, X_T\}$ (3)

为了定义函数 H ,假定 S_1 对应于清醒期、 S_2 对应于诱导期、 S_3 维持期、 S_4 对应于恢复期,定义这些时期后,得到对应于在时期 S_1 、 S_2 、 S_3 、 S_4 的参考数据集,具体如下:

$$R_{S_1} = \{x_{S_1,k}\} \quad (4)$$

$$R_{S_2} = \{x_{S_2,k}\} \quad (5)$$

$$R_{S_3} = \{x_{S_3,k}\} \quad (6)$$

$$R_{S_4} = \{x_{S_4,k}\} \quad (7)$$

其中 $k=1, 2, \dots, M$,

其中 $x_{S_1,k}$ 、 $x_{S_2,k}$ 、 $x_{S_3,k}$ 、 $x_{S_4,k}$ 包括有限个数量的样本,分别表示参考数据集 R_{S_1} 、 R_{S_2} 、 R_{S_3} 、 R_{S_4} 的第 k 个时期;

特征提取函数 f 被应用到每个数据集来计算 k 个时期内每个时期的特征,如下:

$$f: x \rightarrow f(x) = f \quad (8)$$

参考数据的每个时期然后与特征 $f_{S_1,k}$ 、 $f_{S_2,k}$ 、 $f_{S_3,k}$ 、 $f_{S_4,k}$ 关联,特征 f 为平均值或RMS幅度;

通过对特征数据进行平均得到特定状态的平均特征,如下:

$$\bar{f}_{S_1} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_1,k} \quad (9)$$

$$\bar{f}_{S_2} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_2,k} \quad (10)$$

$$\bar{f}_{S_3} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_3,k} \quad (11)$$

$$\bar{f}_{S_4} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_4,k} \quad (12)$$

假定在每两个状态之间具有一个中间状态c,同时得到一个脑电信号的观察变量 x_c ,使用 $f_c = f(x_c)$ 得到相应的特征 f_c ,其中 x_c 是通过截取每5秒的数据进行处理后得到的;

为了确定从 S_1 到 S_2 状态转变了多少,将 f_c 与平均特征 $\bar{f}_{S_1}$ 、 $\bar{f}_{S_2}$ 进行比较,得到距离 j_1 、 j_2 ,具体如下:

$$j_1 = \|f_c - \bar{f}_{S_1}\|_1 \quad (13)$$

$$j_2 = \|f_c - \bar{f}_{S_2}\|_1 \quad (14)$$

其中 $\|\cdot\|_1$ 表示一阶范数,因此, j_1 、 j_2 测量了距状态 S_1 或 S_2 的距离,进一步得到如下的距离:

$$j_3 = \|f_c - \bar{f}_{S_3}\|_1 \quad (15)$$

$$j_4 = \|f_c - \bar{f}_{S_4}\|_1 \quad (16)$$

令 $J = \frac{j_1 + j_2 + j_3 + j_4}{4}$, $\sigma = \sqrt{\frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 (J_i - J)^2}$, 其中 σ 代表距离 j_i ($i=1,2,3,4$)的标准偏

差,设 $D = j_i - J$, $i=1,2,3,4$;记录 D 大于0的次数,令 $N=0$,若 D 大于0,则 N 加1,若 N 大于阈值 γ ,则初步认定为当前麻醉状态为对应的状态 S_i , $i=1,2,3,4$ 。

3. 根据权利要求2所述的装置,其特征在于,对通过公式(3)得到的脑电信号进行以下处理:

步骤1:对公式(3)中得到的信号进一步进行处理,在公式(3)中得到的EEG信号长度可能存在不连续的问题,为了解决在麻醉中对EEG信号抑制造成的不连续问题,首先,使用多项式插值法对信号进行重新采样,然后对重新采样后的信号进行短时傅里叶变换;

步骤2:对经过短时傅里叶变换的信号通过卷积神经网络进行识别,所述的神经网络模型为CNN模型,其中在对CNN模型进行训练时,分别对所述四个时期进行训练;

步骤3:对CNN模型的输出与初步认定的麻醉状态 S_i 进行比对,若两者一致,则表明当前

选择的 γ 合理, 若不一致, 则重新调整 γ 值, 并重复步骤1-2, 直到CNN模型的输出与初步认定的麻醉状态 S_i 一致, 由此得到合适的阈值 γ ;

步骤4: 得到合适的阈值 γ 后, 采用初步认定的过程对后续的脑电信号进行处理, 以对麻醉程度进行监测。

一种基于神经网络的麻醉程度监测装置

技术领域

[0001] 本涉及人体状态的监测领域,特别是一种对麻醉程度进行监测的技术领域。

背景技术

[0002] 麻醉是临床手术中不可或缺的关键环节,如何保证病人在手术过程中安全 and 无痛苦是麻醉工作的核心问题。为了确保麻醉安全,麻醉医生必须长时间注意力高度集中地全面性地观察记录病患各种生理特征,并根据自身经验进行分析和判别病患术中的麻醉深度。然而,由医生的主观判断来评估麻醉深度,容易出现因为所获信息与个人经验的不足、身体的疲累与环境的干扰、潜在的因素和病患个体性差异而造成的误判。

[0003] 随着医学技术的进步,提出了多种监控麻醉深度的方法,比如脑电双频指数、脑电和脑心电结合、脑电和眼电结合等来进行监测的方法,但是这些方法有大多数精度不高,而且不能实现自动诊断,因此,如何自动、准确地监控麻醉深度一直是麻醉监控中的难点和热点。

发明内容

[0004] 基于现有的监控麻醉程度的装置存在的不能实现自动诊断、精确监控麻醉深度、对麻醉深度进行合理分期的技术问题,本发明提出一种基于神经网络的麻醉程度监测装置。

[0005] 为了解决本发明提出的技术问题,所采用的技术方案为:

[0006] 提供一种基于神经网络的麻醉程度监测装置,包括:

[0007] 脑电信号提取模块,用于对麻醉过程中的脑电信号进行提取;

[0008] 处理器,用于对所述脑电信号进行处理,以确定人体的麻醉程度并进行显示。

[0009] 进一步地,所述处理器通过传递函数实现人体麻醉程度的识别,所述的通过传递函数实现人体麻醉程度的识别过程如下:

[0010] 将人体的麻醉程度分为四个时期:清醒期、诱导期、维持期、恢复期,假定人体麻醉过程中大脑皮层的电活动为所述四个时期期间的状态转变过程,对这四个时期进行定义,分别定义为 S_1 、 S_2 、 S_3 、 S_4 ,定义传递函数 H , H 表示状态转变过程;

[0011] 设输入的脑电信号为观测变量 x ,则函数 H 就是变量 x 在状态 S_1 到 S_4 之间转变的函数,该函数 H 产生了一个在0-10之间变化的值 i ,可以表示为:

[0012] $H: x \in [S_1, S_2, S_3, S_4] \rightarrow i \in [0, 10]$ (1),

[0013] 其中,变量 x 是通过对脑电信号进行处理得到的,对脑电信号进行处理得到变量 x 的过程如下:

[0014] 首先,利用脑电电极采集人体在麻醉过程中的脑电信号并进行预处理,得到脑电信号的时间序列 $\{X_1, X_2, \dots, X_T\}$,其中 T 为采集的样本总数,利用AR模型,得到信号 x ,其中 $x(t)$ 代表的对应于时刻 t 的信号 $x(t)$, $x(t)$ 为过去 P 个值的加权平均和与随机扰动噪声相加, p 代表模型的阶数,可以表示为:

$$[0015] \quad x(t) = \sum_{i=1}^p \alpha_p(i)x(t-i) + \varepsilon(t) \quad (2),$$

[0016] 其中 $\varepsilon(t)$ 表示 t 时刻的噪声因子, $\alpha_p(i)$ 表示权值, $t=1,2,\dots,T$, $x(t-i)$ 表示第 $t-i$ 时刻的信号;

[0017] 得到代表脑电信号 (EEG) 的变量 x ,其中 $x=\{X_1,X_2,\dots,X_T\}$ (3)

[0018] 为了定义函数 H ,假定 S_1 对应于清醒期、 S_2 对应于诱导期、 S_3 维持期、 S_4 对应于恢复期,定义这些时期后,得到对应于在时期 S_1 、 S_2 、 S_3 、 S_4 的参考数据集,具体如下:

$$[0019] \quad R_{S_1} = \{x_{S_1,k}\} \quad (4)$$

$$[0020] \quad R_{S_2} = \{x_{S_2,k}\} \quad (5)$$

$$[0021] \quad R_{S_3} = \{x_{S_3,k}\} \quad (6)$$

$$[0022] \quad R_{S_4} = \{x_{S_4,k}\} \quad (7)$$

[0023] 其中 $k=1,2,\dots,M$,

[0024] 其中 $x_{S_1,k}$ 、 $x_{S_2,k}$ 、 $x_{S_3,k}$ 、 $x_{S_4,k}$ 包括有限个数量的样本,分别表示参考数据集 R_{S_1} 、 R_{S_2} 、 R_{S_3} 、 R_{S_4} 的第 K 个时期;

[0025] 特征提取函数 f 被应用到每个数据集来计算 k 个时期内每个时期的特征,如下:

$$[0026] \quad f: x \rightarrow f(x) = f \quad (8)$$

[0027] 参考数据的每个时期然后与特征 $f_{S_1,k}$ 、 $f_{S_2,k}$ 、 $f_{S_3,k}$ 、 $f_{S_4,k}$ 关联,特征 f 为平均值或RMS幅度;

[0028] 通过对特征数据进行平均得到特定状态的平均特征,如下:

$$[0029] \quad \bar{f}_{S_1} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_1,k} \quad (9)$$

$$[0030] \quad \bar{f}_{S_2} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_2,k} \quad (10)$$

$$[0031] \quad \bar{f}_{S_3} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_3,k} \quad (11)$$

$$[0032] \quad \bar{f}_{S_4} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_4,k} \quad (12)$$

[0033] 假定在每两个状态之间具有一个中间状态 c ,同时得到一个脑电信号的观察变量 x_c ,使用 $f_c = f(x_c)$ 得到相应的特征 f_c ,其中 x_c 是通过截取每5秒的数据进行处理后得到的;

[0034] 为了确定从 S_1 到 S_2 状态转变了多少,将 f_c 与平均特征 $\bar{f}_{S_1}$ 、 $\bar{f}_{S_2}$ 进行比较,得到距离 j_1 、 j_2 ,具体如下:

$$[0035] \quad j_1 = \|f_c - \bar{f}_{S_1}\|_1 \quad (13)$$

$$[0036] \quad j_2 = \|f_c - \bar{f}_{S_2}\|_1 \quad (14)$$

[0037] 其中 $\|\cdot\|_1$ 表示一阶范数, 因此, j_1 、 j_2 测量了距状态 S_1 或 S_2 的距离, 进一步得到如下的距离:

$$[0038] \quad j_3 = \|f_c - \bar{f}_{S_3}\|_1 \quad (15)$$

$$[0039] \quad j_4 = \|f_c - \bar{f}_{S_4}\|_1 \quad (16)$$

$$[0040] \quad \text{令 } J = \frac{j_1 + j_2 + j_3 + j_4}{4}, \quad \sigma = \sqrt{\frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 (j_i - J)^2}, \quad \text{其中 } \sigma \text{ 代表距离 } j_i \text{ (} i=1, 2, 3, 4 \text{) 的标准偏差, 设 } D = j_i - J, i=1, 2, 3, 4; \text{ 记录 } D \text{ 大于 } 0 \text{ 的次数, 令 } N=0, \text{ 若 } D \text{ 大于 } 0, \text{ 则 } N \text{ 加 } 1, \text{ 若 } N \text{ 大于阈值 } \gamma, \text{ 则初步认定为当前麻醉状态为对应的状态 } S_i, i=1, 2, 3, 4.$$

[0041] 优选地, 为了使监测结果更加准确, 对通过公式 (3) 得到的脑电信号进行以下处理:

[0042] 步骤1: 对公式 (3) 中得到的信号进一步进行处理, 在公式 (3) 中得到的 EEG 信号长度可能存在不连续的问题, 为了解决在麻醉中对 EEG 信号抑制造成的不连续问题, 首先, 使用多项式插值法对信号进行重新采样, 然后对重新采样后的信号进行短时傅里叶变换;

[0043] 步骤2: 对经过短时傅里叶变换的信号通过卷积神经网络进行识别, 所述的神经网络模型为 CNN 模型, 其中在对 CNN 模型进行训练时, 分别对所述四个时期进行训练;

[0044] 步骤3: 对 CNN 模型的输出与初步认定的麻醉状态 S_i 进行比对, 若两者一致, 则表明当前选择的 γ 合理, 若不一致, 则重新调整 γ 值, 并重复步骤 1-2, 直到 CNN 模型的输出与初步认定的麻醉状态 S_i 一致, 由此得到合适的阈值 γ ;

[0045] 步骤4: 得到合适的阈值 γ 后, 采用初步认定的过程对后续的脑电信号进行处理, 以对麻醉程度进行监测。

[0046] 本发明通过 AR 模型对脑电信号进行提取, 以对脑电信号的特征进行识别, 并且将麻醉程度分为清醒期、诱导期、维持期、恢复期这四个时期, 在对人体注射入麻醉剂后, 对脑电信号进行采集, 通过本申请的对人体状态的转变过程的方法分析脑电信号, 以此得到人体在麻醉过程中的麻醉深度。同时, 为了使状态的转变过程的分析更加可靠, 本申请提出了通过设计 CNN 模型, 在 CNN 模型的训练过程中也将人体的麻醉深度分为清醒期、诱导期、维持期、恢复期这四个时期, 通过合理的设计 CNN 模型的核函数以及各个层的转化, 在利用 CNN 模型的输出与状态传递函数的输出进行对比, 从而合理调整状态传递函数中用于判断的阈值, 以此可以更加可靠的对人体的麻醉深度进行识别。通过本申请的装置, 可以自动且可靠地监控麻醉程度, 为医生进行外科手术提供有力的支撑。

附图说明

[0047] 图1为本发明的装置的示意图;

[0048] 图2为本发明 CNN 神经网络的示意图。

具体实施方式

[0049] 大脑是麻醉剂作用的主要器官,而监测脑部活动,比如脑电,可以对麻醉剂的作用(麻醉深度)进行研究。当注射麻醉剂后,脑电信号逐渐从小幅度、大带宽、类噪声信号到大幅度的慢波信号转变,当使用的麻醉剂的剂量增大时,脑电活动会逐渐消失,导致等电位信号(大脑皮层活动的完全消失)。

[0050] 本发明采用的麻醉方式是全身麻醉,麻醉用药采用异丙酚。本申请的基于神经网络的麻醉程度监测装置如图1所示,包括脑电信号提取模块和处理器,其中处理器存储程序以对脑电信号进行分析,从而自动确定人体的麻醉程度。其中,脑电采集模块包括脑电信号采集装置,所述的脑电采集装置采用国际标准10-20系统的头表电极系统,脑电采集装置采集得到麻醉过程中的脑电信号EEG后,传输到计算机系统的处理器进行同步处理,计算机系统进行处理后,通过计算机系统的显示器提供反馈。下面我们重点介绍处理器如何进行麻醉程度的判断,以实现麻醉程度的监测。

[0051] 我们将人体的麻醉程度分为四个时期:清醒期、诱导期、维持期、恢复期,并且认为人体麻醉的过程就是这四个时期之间的状态变换过程。对这个时期进行定义,分别定义为 S_1 、 S_2 、 S_3 、 S_4 ,那么可以寻找在这四个状态之间的传递函数 H ,使其可以表示这种状态之间的转变过程,设输入的脑电信号为观测变量 x ,那么函数 H 就是变量 x 在状态 S_1 到 S_4 之间转变的函数,该函数产生了一个在0-10之间变化的值 i ,可以表示为:

[0052] $H: x \in [S_1, S_2, S_3, S_4] \rightarrow i \in [0, 10]$ (1),

[0053] 其中,变量 x 是通过对脑电信号进行处理得到的,对脑电信号进行处理得到变量 x 的过程如下:

[0054] 首先,利用脑电电极采集人体在麻醉过程中的脑电信号并对该信号进行预处理,得到脑电信号的时间序列 $\{X_1, X_2, \dots, X_T\}$,其中 T 为采集的样本总数,那么利用AR模型,可以得到信号 x ,其中 $x(t)$ 代表的对应于时刻 t 的信号 $x(t)$, $x(t)$ 为过去 P 个值的加权平均和与随机扰动噪声之间相加, p 代表模型的阶数,具体可以表示为:

[0055]
$$x(t) = \sum_{i=1}^p \alpha_p(i)x(t-i) + \varepsilon(t) \quad (2),$$

[0056] 其中 $\varepsilon(t)$ 表示 t 时刻的噪声因子, $\alpha_p(i)$ 表示权值, $t=1, 2, \dots, T$;

[0057] 自此,得到代表脑电信号(EEG)的变量 x ,其中 $x = \{X_1, X_2, \dots, X_T\}$ (3) 为了定义函数 H ,假定 S_1 对应于清醒期、 S_2 对应于诱导期、 S_3 维持期、 S_4 对应于恢复期,定义这些时期后,得到对应于在时期 S_1 、 S_2 、 S_3 、 S_4 的参考数据集,具体如下:

[0058] $R_{S_1} = \{x_{S_1,k}\} \quad (4)$

[0059] $R_{S_2} = \{x_{S_2,k}\} \quad (5)$

[0060] $R_{S_3} = \{x_{S_3,k}\} \quad (6)$

[0061] $R_{S_4} = \{x_{S_4,k}\} \quad (7)$

[0062] 其中 $k=1, 2, \dots, M$,

[0063] 其中 $x_{S_1,k}$ 、 $x_{S_2,k}$ 、 $x_{S_3,k}$ 、 $x_{S_4,k}$ 包括有限个数量的样本,分别表示参考数据集

R_{S_1} 、 R_{S_2} 、 R_{S_3} 、 R_{S_4} 的第K个时期；

[0064] 特征提取函数f被应用到每个数据集来计算k个时期内每个时期的特征，如下：

[0065] $f: x \rightarrow f(x) = f$ (8)

[0066] 参考数据的每个时期然后与特征 $f_{S_1,k}$ 、 $f_{S_2,k}$ 、 $f_{S_3,k}$ 、 $f_{S_4,k}$ 关联，特征f为平均值或RMS幅度；

[0067] 通过对特征数据进行平均得到特定状态的平均特征，如下：

$$[0068] \quad \bar{f}_{S_1} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_1,k} \quad (9)$$

$$[0069] \quad \bar{f}_{S_2} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_2,k} \quad (10)$$

$$[0070] \quad \bar{f}_{S_3} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_3,k} \quad (11)$$

$$[0071] \quad \bar{f}_{S_4} = \frac{1}{M} * \sum_{k=1}^M f_{S_4,k} \quad (12)$$

[0072] 假定在每两个状态之间具有一个中间状态c，同时得到一个脑电信号的观察变量 x_c ，使用 $f_c = f(x_c)$ 得到相应的特征 f_c ，其中 x_c 是通过截取每5秒的数据进行处理后得到的；

[0073] 为了确定从 S_1 到 S_2 状态转变了多少，将 f_c 与平均特征 $\bar{f}_{S_1}$ 、 $\bar{f}_{S_2}$ 进行比较，得到距离 j_1 、 j_2 ，具体如下：

$$[0074] \quad j_1 = \|f_c - \bar{f}_{S_1}\|_1 \quad (13)$$

$$[0075] \quad j_2 = \|f_c - \bar{f}_{S_2}\|_1 \quad (14)$$

[0076] 其中 $\|\cdot\|_1$ 表示一阶范数，因此， j_1 、 j_2 测量了距状态 S_1 或 S_2 的距离，进一步得到如下的距离：

$$[0077] \quad j_3 = \|f_c - \bar{f}_{S_3}\|_1 \quad (15)$$

$$[0078] \quad j_4 = \|f_c - \bar{f}_{S_4}\|_1 \quad (16)$$

[0079] 令 $J = \frac{j_1 + j_2 + j_3 + j_4}{4}$ ， $\sigma = \sqrt{\frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 (j_i - J)^2}$ ，其中 σ 代表距离 j_i ($i=1,2,3,4$) 的标准偏差，设 $D = j_i - J$ ， $i=1,2,3,4$ ；记录D大于0的次数，令 $N=0$ ，若D大于0，则N加1，若N大于阈值 γ ，则初步认定为当前麻醉状态为对应的状态 S_i ， $i=1,2,3,4$ ；进一步地，为了确定当前的状态是否真是所述的状态 S_i ，对通过公式(3)得到的脑电信号进行以下处理步骤，

[0080] 步骤1：对公式(3)中得到的信号进一步进行处理，在公式(3)中得到的EEG信号长

度可能存在不连续的问题,为了解决在麻醉中对EEG信号抑制造成的不连续问题,首先,使用多项式插值法对信号进行重新采样,然后对重新采样后的信号进行短时傅里叶变换;

[0081] 步骤2:对经过变换的信号通过卷积神经网络进行识别,所选择的神经网络模型为CNN模型,参考附图2,CNN模型的第一功能层,具有两个卷积层,进行特征提取,接下来分别为最大池化层、输出层。第二功能层进行分类,包括全连接层,输出层和三个softmax单元连接第二功能层。第一卷积层的神经元数量为32,第二功能层的神经元数量为64,第三稠密层的神经元数量为128.最大池化层的窗口尺寸为 2×2 ,相应的输出率为0.25;卷积窗使用 1×5 和 5×1 的核函数,第一层仅提取时间信息。CNN模型使用交叉熵损失函数进行训练,得到CNN模型的输出;

[0082] 步骤3:对CNN模型的输出与初步认定的麻醉状态 S_i 进行比对,若两者一致,则表明当前选择的 γ 合理,若不一致,则重新调整 γ 值,并重复步骤1-2,直到CNN模型的输出与初步认定的麻醉状态 S_i 一致,由此得到合适的阈值 γ ;

[0083] 步骤4:得到合适的阈值 γ 后,采用初步认定的过程对后续的脑电信号进行处理,以对麻醉程度进行监测。

[0084] 由于初步判断的运算量较CNN算法中的运算量明显少很多,因此,可以通过本发明提出的CNN模型得到合适的 γ 值后,通过状态转变函数去判断大脑皮层的状态,以作为人体的麻醉程度识别。

[0085] 本发明通过AR模型对脑电信号进行提取,以对脑电信号的特征进行识别,并且将麻醉程度分为清醒期、诱导期、维持期、恢复期这四个时期,在对人体注射入麻醉剂后,对脑电信号进行采集,通过本申请的对人体状态的转变过程的方法分析脑电信号,以此得到人体在麻醉过程中的麻醉深度。同时,为了使状态的转变过程的分析更加可靠,本申请提出了通过设计CNN模型,在CNN模型的训练过程中也将人体的麻醉深度分为清醒期、诱导期、维持期、恢复期这四个时期,通过合理的设计CNN模型的核函数以及各个层的转化,在利用CNN模型的输出与状态传递函数的输出进行对比,从而合理调整状态传递函数中用于判断的阈值,以此可以更加可靠的对人体的麻醉深度进行识别。

[0086] 本申请中的计算机系统的处理器中存储有上述所述的所有步骤的程序,当对人体经脉注射麻醉剂后,同时进行脑电信号的采集,脑电信号被同步传输到计算机系统,以同时进行麻醉深度的监控,临床医生可以根据患者的麻醉深度,选择合适的时机进行外科手术,从而为手术提供了便利,并且更加安全可靠,不需要人工进行麻醉程度的监测。

[0087] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对本发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,本发明的保护范围应以所附权利要求为准。



图1

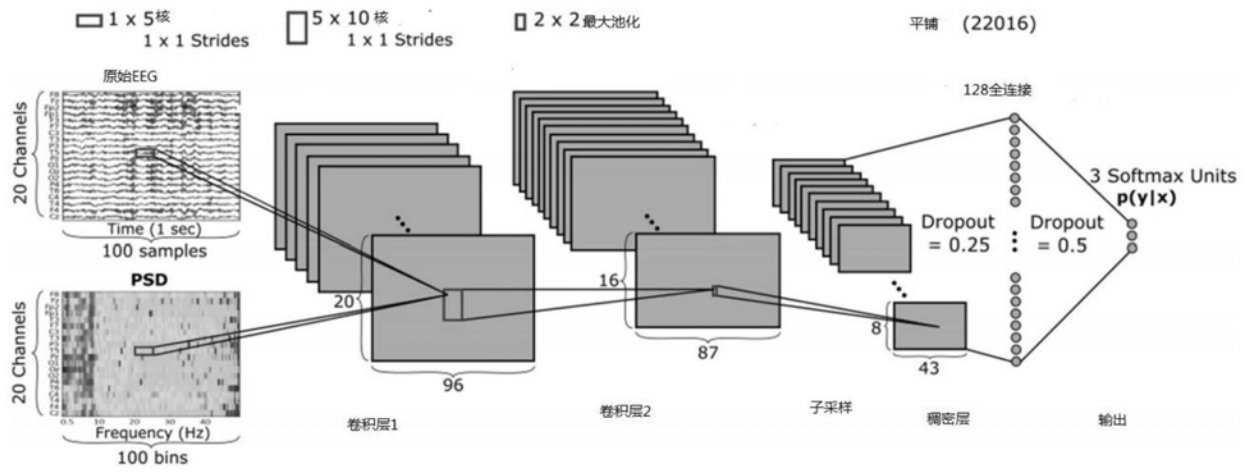


图2

专利名称(译)	一种基于神经网络的麻醉程度监测装置		
公开(公告)号	CN110680285A	公开(公告)日	2020-01-14
申请号	CN201911035480.4	申请日	2019-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	张萍萍		
申请(专利权)人(译)	张萍萍		
当前申请(专利权)人(译)	张萍萍		
[标]发明人	张萍萍 赵倩倩 付晓		
发明人	张萍萍 赵倩倩 付晓		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0476 G06K9/00 G06N3/04		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0476 A61B5/4821 A61B5/7267 G06K9/00523 G06N3/0454		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于神经网络的麻醉程度监测装置，包括：脑电信号提取模块和处理器，处理器对脑电信号进行处理，以判断人体的麻醉程度。本发明中通过将人体的麻醉过程分为四个时期，并提出了状态传递函数来进行四个时期的识别，为了进行可靠识别，通过神经网络对状态传递函数的判断阈值进行更新，通过本申请的监测装置，可以可靠地监测人体的麻醉程度，为进行外科手术提供了极大便利。

