



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110974222 A

(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201911348864.1

(22)申请日 2019.12.24

(71)申请人 付晓

地址 262700 山东省潍坊市寿光市健康街
45号寿光市人民医院

(72)发明人 付晓 张萍萍 张继涛

(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 5/0484(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种基于听觉诱发信号进行麻醉深度监测的装置

(57)摘要

本发明涉及一种基于听觉诱发信号进行麻醉深度监测的装置,包括:听觉诱发电位测量单元、信号处理单元、显示指示单元;听觉诱发电位测量单元是在麻醉的过程中进行听觉诱发电位的测量;所述的听觉诱发电位测量单元测量得到的信号被传送到信号处理单元,听觉诱发电位测量单元与信号处理单元可以合成为一个整体或者采用分体式;所述的信号处理单元对接收到的听觉诱发电位信号进行处理,得到麻醉深度;信号处理单元得到的麻醉深度被传输到显示指示单元,显示指示单元对病人当前的麻醉深度进行显示以及对医护人员当前应当采取的措施进行提示。



1. 一种基于听觉诱发信号进行麻醉深度监测的装置,其特征在于,该装置包括:听觉诱发电位测量单元、信号处理单元、显示指示单元;听觉诱发电位测量单元是在麻醉的过程中进行听觉诱发电位的测量;所述的听觉诱发电位测量单元测量得到的信号被传送到信号处理单元,听觉诱发电位测量单元与信号处理单元可以合成为一个整体或者采用分体式;所述的信号处理单元对接收到的听觉诱发电位信号进行处理,得到麻醉深度;信号处理单元得到的麻醉深度被传输到显示指示单元,显示指示单元对病人当前的麻醉深度进行显示以及对医护人员当前应当采取的措施进行提示。

2. 如权利要求1所述的麻醉深度监测装置,其特征在于,所述的信号处理单元对信号进行预处理,预处理过程中使用带通滤波器进行滤波,以及陷波滤波器消除工频干扰。

3. 如权利要求2所述的麻醉深度监测装置,其特征在于,所述的信号处理单元对预处理后的听觉诱发电位信号进行DWT变换,所述的DWT变换的过程具体如下:

假定 $\psi(t) \in L^2(R)$ 是一个复变函数的实部,假如 $\psi(t)$ 的傅里叶变换 $\hat{\psi}(w)$ 变换满足下列方程(1),则 $\psi(t)$ 可以看出是一个小波,其中 $L^2(R)$ 表示一个特定的集合:

$$[0021] \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{|\hat{\psi}(w)|^2}{|w|} \right) dw = F_{\psi} < \infty \quad (1)$$

其中 w 是傅里叶变换中的参数, F_{ψ} 代表积分结果;

上述式(1)的容许性意味着下列公式(2):

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (2)$$

公式(2)意味着 $\psi(t)$ 为一个振荡函数,其面积等于0;我们做如下假设,假定 $\psi_x(t)$ 为 $\psi(t)$ 用尺度系数 x 进行膨胀后的表示,其中 $x>0$, $\psi_x(t)$ 如公式(3) 所示:

$$\psi_x(t) = \frac{1}{\sqrt{x}} \psi\left(\frac{t}{x}\right) \quad (3)$$

在公式(3) 中, $\frac{1}{\sqrt{x}}$ 是用于能量归一化;

因此,通过使用一系列的小波 $\psi(t)$ 系数进行小波变换来对听觉诱发电位进行分解;因此,我们可以将函数 $f(t)$ (一个 $f(t) \in L^2(R)$) 尺度 x 和位置 l 处的小波变换表示为:

$$W_f(x, l) = \frac{1}{\sqrt{x}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-l}{x}\right) dt \quad (4)$$

其中 $*$ 表示复数共轭;

在进行小波变换前,还进行听觉诱发电位AEP信号的特征提取,AEP信号的提取主要是提取AEP信号的正向峰值P、负向峰值T、零交叉点R、第二正向峰值S、第二负向峰值Q。本发明的第二正向峰值、第二负向峰值指的是正向峰值和负向峰值距离最近的一个范围内除了正向峰值和负向峰值之外的数值最大的值;

AEP信号分解最核心的是找到RS段、QR段,通过提取多个P、T、R、S、Q点,通过提取的多个点进行定位,得到RS段以及QR段;然后对这些段进行db4小波分解,通过对db小波进行改进,

通过进行多次小波分解后进行合成与原始信号的径向距离来改进db4小波基,最终得到适合AEP信号的db4小波基,具体计算过程如下:

通过以下公式(5)来计算缩放函数h和小波函数的系数g的值:

$$\begin{aligned} h_0 &= \frac{1+\sqrt{2}}{4\sqrt{3}} = -g_3 \\ h_1 &= \frac{3+\sqrt{3}}{4\sqrt{3}} = -g_2 \\ h_2 &= \frac{3-\sqrt{2}}{4\sqrt{3}} = -g_1 \\ h_3 &= \frac{1-\sqrt{2}}{4\sqrt{3}} = g_0 \end{aligned} \quad (5)$$

那么db4小波的缩放系数值a和小波函数值c可以表示为如下:

$$\begin{aligned} a_i &= h_0 S_{2i} + h_1 S_{2i+1} + h_2 S_{2i+2} + h_3 S_{2i+3} \\ c_i &= g_0 S_{2i} + g_1 S_{2i+1} + g_2 S_{2i+2} + g_3 S_{2i+3} \end{aligned} \quad (6)$$

其中,在db4小波的运算中,每次迭代都会计算出一个缩放系数值和小波函数值,在每次迭代中,指数i的增量为乘2,然后计算新的缩放系数值和小波函数值,其中 S_i 表示第i个基础函数;

得到db4小波的缩放系数值a和小波函数值c后,带入公式(4)对AEP信号进行DWT变换。

4.如权利要求3所述的麻醉深度监测装置,其特征在于,通过CNN网络对人体的麻醉深度进行分类,具体过程如下:

首先,训练适合进行麻醉深度预测的CNN网络模型,其中,CNN网络模型的第一功能层为特征提取层,为两个顺序的卷积层,接着是最大池化层和退化层;CNN网络模型的第二功能层为分类层,包括全连接层、退化层和三个softmax单元依次连接,每个softmax单元代表一个状态,3个状态分别是开始进入麻醉状态,已经进入全面麻醉状态的深度麻醉状态和开始进入清醒状态;

其中,在CNN网络中,第一卷积层的神经元数量大小为32,第二卷积层的数量为64,第三卷积层为密集层,神经元数量为128;最大池化层的窗口大小为 2×2 ,相应的退化率为0.25和0.5;卷积窗的核大小为 1×5 和 5×1 ,第一功能层仅提取时域信息;最终,除了输出层外,所有的激活函数都为ReLU单元;通过交叉熵损失函数和Adadelata优化器进行CNN网络的训练,通过高斯分布来确定神经网络的初始化权重;

其次,在得到训练好的CNN网络模型后,将麻醉过程中得到的AEP信号输入CNN网络确定人体麻醉状态。

5.如权利要求4所述的麻醉状态监测装置,其特征在于,使用多层次感知模型与CNN网络的每个功能层的输出神经元数量进行匹配,以确保在训练CNN模型的过程中,减小训练时间,使得计算代价最小。

6.如权利要求5所述的麻醉状态监测装置,其特征在于,通过在人体的肢体部位或者眼睛部位贴附加速度传感器,持续监测人体的加速度值,当加速度传感器检测到人体的加速

度值逐渐降低,直到小于一个阈值a时,确定人体开始进入麻醉状态,继续进行加速度检测,当检测到加速度传感器感测到的加速值几乎为0时,确定人体进行深度麻醉状态,继续进行加速度检测,当检测到加速度从0开始上升到大于一个阈值b时,确定人体开始恢复清醒状态;

假定通过加速度传感器确定人体开始进入麻醉状态时,信息处理单元的输出值为 x_1 ,通过加速度传感器确定人体进入深度麻醉状态时,信息处理单元的输出值为 x_2 ,通过加速度传感器确定人体开始恢复清醒状态时,信息处理单元的输出值为 x_3 ;通过CNN神经网络传感器的3个softmax分类单元确定人体处于开始进入麻醉状态时,信息处理单元的输出值为 x_1' ,通过加速度传感器确定人体进入深度麻醉状态时,信息处理单元的输出值为 x_2' ,通过加速度传感器确定人体开始恢复清醒状态时,信息处理单元的输出值为 x_3' ,其中 x_1 、 x_2 、 x_3 中只要有一者不为0时,其他两者均为0;其中 x_1' 、 x_2' 、 x_3' 中只要有一者不为0时,其他两者均为0;假定CN网络在分类准确度和通过加速度传感器确定人体状态时的准确度的权重分别为 W_1 和 W_2 ,则人体状态的计算公式为:

$$S=W_1(x_1+x_2+x_3)+W_2(x_1'+x_2'+x_3')$$

其中, x_1 、 x_2 、 x_3 的取值范围分别为1-10, x_1' 、 x_2' 、 x_3' 的取值范围分别为1-10, W_1 和 W_2 的值根据实际需要进行调整;

最终,得到 S_2 的值,当 S 的值为0-1时,3.0-6.0时,人体开始进入麻醉状态,当 S 的值为6.0-10.0时,人体进入深度麻醉状态,即全部麻醉状态;当 S 的值为0-3.0时,确定人体开始恢复清醒状态。

7.如权利要求6所述的麻醉深度监测装置,其特征在于,所述的CNN网络可以进一步经过训练,用于预测人体的体动反应。

一种基于听觉诱发信号进行麻醉深度监测的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生理信号监测装置技术领域,尤其涉及一种基于听觉诱发信号进行麻醉深度监测的装置。

背景技术

[0002] 听觉诱发电位(auditory evoked potential,AEP)是指声音刺激听觉传导通路经脑干至听觉皮层到达联合皮层的生物电活动,AEP常分为3个部分:脑干听觉诱发电位(brainstem auditory evoked potential,BAEP),其是在接受刺激后0-10ms出现,主要反映刺激传至脑干及脑干的处理过程;中潜伏期听觉诱发电位(MLAEP):接受刺激后10-100ms出现,主要产生于内侧膝状体和初级听皮层;长潜伏期听觉诱发电位(LLAEP),接受刺激后100ms后产生,主要反映前额皮质的神经活动。

[0003] AEP既可综合反应全身麻醉深度,也可预测体动和对伤害性刺激的反应听觉是麻醉时最后消失的一个感觉也是清醒时恢复的第一个感觉。视觉和听觉很容易被麻醉药物所抑制因此,AEP可用于预测体动反应。

[0004] 目前,在麻醉深度监测的过程中,最常使用的方法是通过临床医生和患者之间的问答进行主观观察或者通过脑电信号进行分析,没有充分利用AEP作为监测麻醉过程的最后一个感觉器官以及清醒恢复时的第一个感觉器官的优势。

[0005] 而且,在进行AEP信号的预处理时,现有技术也没有提出行之有效的处理方法。即使存在小波变换等去噪方法,但是现有的小波基并不适合AEP信号的分解。

[0006] 同时,在对AEP进行处理后确定人体的麻醉状态时,没有可靠的用于麻醉状态分类的方法。

发明内容

[0007] 基于现有技术中存在的对听觉诱发电位的作用没有得到重视,以及在听觉诱发电位进行预处理时去噪效果有待加强、在将听觉诱发电位用于确定人体麻醉状态时,没有行之有效的分类方法的技术问题,本发明提出一种基于听觉诱发电位的麻醉深度监测装置。

[0008] 本发明的麻醉深度监测装置的技术方案如下:该装置包括:听觉诱发电位测量单元、信号处理单元、显示指示单元;听觉诱发电位测量单元是在麻醉的过程中进行听觉诱发电位的测量;所述的听觉诱发电位测量单元测量得到的信号被传送到信号处理单元,听觉诱发电位测量单元与信号处理单元可以合成为一个整体或者采用分体式;所述的信号处理单元对接收到的听觉诱发电位信号进行处理,得到麻醉深度;信号处理单元得到的麻醉深度被传输到显示指示单元,显示指示单元对病人当前的麻醉深度进行显示以及对医护人员当前应当采取的措施进行提示。

[0009] 本发明中,通过特定的db4小波基的设计,可以使基于db4小波基的DWT变换可以更好地对AEP信号进行分解,为后续进行麻醉状态的监测提供了有效保障,解决了以往在使用db4小波分解时,不能完美地匹配AEP波形的问题。

[0010] 进一步地,本发明在训练CNN网络时,通过特殊的各个功能层的尺寸设计,以及最后设置3个softmax分类器,可以确定人体的三种状态,当有需要时,可以增加softmax分类器的设置数量;而且本发明在神经网络的训练过程中,结合了多层次感知模型,可以有效地进行CNN网络模型的训练,减小训练时间和训练过程中的数据量。

[0011] 同时,本发明为了可靠地得到麻醉深度,还结合加速度传感器的结果,对加速度传感器的判断结果以及CNN网络的判断结果给出不同的权值,可以综合判断人体的麻醉深度,使得本发明的判断方法可以切实用于临床中。

[0012] 本发明的CNN网络可以进一步进行训练,用于预测人体的体动反应,这可以有效地解决临床麻醉手术中病人突然醒来或者麻醉药对病人不敏感造成的医疗事故。

附图说明

[0013] 图1为本发明的装置的框图;

[0014] 图2为本发明的CNN网络模型的框图;

[0015] 图3为本发明的多层次感知模型的框图。

具体实施方式

[0016] 如图1所示,为本发明的基于听觉诱发电位的麻醉深度监测装置的系统框图。其包括三个主要部分:听觉诱发电位测量单元、信号处理单元、显示指示单元。听觉诱发电位测量单元主要是在麻醉的过程中进行听觉诱发电位的测量,可以通过插入式耳机、扬声器、骨传导耳机、耳罩式耳机等进行测量,通过也可以通过电极帽等形式。通过对病人实施麻醉后,进行听觉诱发电位的测量;在测量时,将电极放置在待测病人的神经中枢附近拾取听觉诱发电位。听觉诱发电位测量单元测量得到的信号被传送到信号处理单元,听觉诱发电位测量单元与信号处理单元可以合成为一个整体或者采用分体式;当采用分体式时,听觉诱发电位测量单元与信号处理单元之间可以通过有线或无线方式进行连接,有线连接可以采用线缆、光缆等方式;而采用无线方式时,可以通过射频传输、蓝牙、WiFi、ZigBee等形式进行传输。

[0017] 信号处理单元对接收到的听觉诱发电位信号进行处理,可以对信号预处理、特征提取、特征分类后得到经过处理的信号,通过根据处理过的信号得到麻醉深度。信号处理单元得到的麻醉深度被传输到显示指示单元,显示指示单元对病人当前的麻醉深度进行显示,同时可以指示医生是否进行临床手术,当信号处理单元得到的结果为病人即将从全部麻醉状态清醒时,显示指示单元指示医生病人此刻的状态,从而决定当前是否继续实施手术还是根据病人的状态采用其他措施,其他措施包括继续注射麻醉药物,或者由其他医护人员对病人进行保护,以减轻病人的痛苦。

[0018] 优选地,由于AEP是麻醉后清醒时恢复的第一感觉,因此,本发明的AEP信号被进一步用于预测体动反应。

[0019] 下面对本发明的信号处理单元进行具体说明。在接收到听觉诱发电位测量单元发送的AEP信号后,信号处理单元首先对AEP信号进行预处理。预处理包括对信号进行滤波,听觉诱发电位包括很多噪声,包括了过高过低的其他信号,以及工频干扰,因此,预处理的过程中首先通过带通滤波器进行滤波,以及陷波滤波器消除工频干扰。

[0020] 接着对,对AEP信号进行进一步的处理。其中一个步骤是对AEP信号进行DWT变换,DWT变换将信号分解为不同尺度的信号。假定 $\psi(t) \in L^2(R)$ 是一个复变函数的实部,假如 $\psi(t)$ 的傅里叶变换 $\hat{\psi}(w)$ 变换满足下列方程(1),则 $\psi(t)$ 可以看出是一个小波,其中 $L^2(R)$ 表示一个特定的集合:

$$[0021] \quad \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{|\hat{\psi}(w)|^2}{|w|} \right) dw = F_{\psi} < \infty \quad (1)$$

[0022] 其中 w 是傅里叶变换中的参数, F_{ψ} 代表积分结果;

[0023] 上述式(1)的容许性意味着下列公式(2):

$$[0024] \quad \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (2)$$

[0025] 公式(2)意味着 $\psi(t)$ 为一个振荡函数,其面积等于0;我们做如下假设,假定 $\psi_x(t)$ 为 $\psi(t)$ 用尺度系数 x 进行膨胀后的表示,其中 $x > 0$, $\psi_x(t)$ 如公式(3)所示:

$$[0026] \quad \psi_x(t) = \frac{1}{\sqrt{x}} \psi\left(\frac{t}{x}\right) \quad (3)$$

[0027] 在公式(3)中, $\frac{1}{\sqrt{x}}$ 是用于能量归一化;

[0028] 因此,通过使用一系列的小波 $\psi(t)$ 系数进行小波变换来对听觉诱发电位进行分解;因此,我们可以将函数 $f(t)$ (一个 $f(t) \in L^2(R)$) 尺度 x 和位置 l 处的小波变换表示为:

$$[0029] \quad W_f(x, l) = \frac{1}{\sqrt{x}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-l}{x}\right) dt \quad (4)$$

[0030] 其中 $*$ 表示复数共轭。

[0031] 接着,进行AEP信号的提取。信号提取的主要目的是要筛选麻醉过程中的神经皮层电生理活动中与麻醉相关的主要信号。本发明的AEP信号的提取主要是提取AEP信号的正向峰值P、负向峰值T、零交叉点R、第二正向峰值S、第二负向峰值Q。本发明的第二正向峰值、第二负向峰值指的是正向峰值和负向峰值距离最近的一个范围内除了正向峰值和负向峰值之外的数值最大的值。

[0032] 听觉诱发电位本质上是非静态的,因此,可以通过移动位置和变换母小波来对函数进行扩展。由于db小波可靠性较高,因此,选择db小波来对AEP信号进行小波变换。进一步地,虽然db小波常被用作脑电信号的分解,但是目前没有关于如何选择db小波对AEP信号进行分解以便更好地恢复AEP信号的相关报道,本发明通过多次实验发现,db4小波的缩放功能与听觉诱发电位类似。

[0033] AEP信号分解最核心的是找到RS段、QR段,通过提取多个P、T、R、S、Q点,这些点起到定位功能,以找寻到RS段以及QR段。Db4具有4个小波和缩放系数。小波变换的每一步都是使用小波函数来输入数据,如果主数据集具有N个值,那么在使用小波函数的过程中需要计算能够反映数据变换的N/2的值。在顺序进行小波变换时,小波时被保存在输入向量的N个元素的前半部分,通过缩放系数的内部输出值和四个数据值来计算缩放系数和小波函数;在

本发明中,申请人通过对常用的db小波进行改进,通过进行多次小波分解后进行合成与原始信号的径向距离来改进db4小波基,最终得到适合AEP信号的db4小波基,具体计算过程如下:

[0034] 通过以下公式(5)来计算缩放函数h和小波函数的系数g的值:

$$[0035] \quad h_0 = \frac{1+\sqrt{2}}{4\sqrt{3}} = -g_3$$

$$[0036] \quad h_1 = \frac{3+\sqrt{3}}{4\sqrt{3}} = -g_2$$

$$[0037] \quad h_2 = \frac{3-\sqrt{2}}{4\sqrt{3}} = -g_1$$

$$[0038] \quad h_3 = \frac{1-\sqrt{2}}{4\sqrt{3}} = g_0 \quad (5)$$

[0039] 那么db4小波的缩放系数值a和小波函数值c可以表示为如下:

$$[0040] \quad a_i = h_0 S_{2i} + h_1 S_{2i+1} + h_2 S_{2i+2} + h_3 S_{2i+3}$$

$$[0041] \quad c_i = g_0 S_{2i} + g_1 S_{2i+1} + g_2 S_{2i+2} + g_3 S_{2i+3} \quad (6)$$

[0042] 其中,在db4小波的运算中,每次迭代都会计算出一个缩放系数值和小波函数值,在每次迭代中,指数i的增量为乘2,然后计算新的缩放系数值和小波函数值,其中 S_i 表示第i个基础函数。

[0043] 应当注意,由以上的P、T、R、S、Q这些点所在的波段组成的AEP信号波形,在麻醉的过程中,随着麻醉深度的不同,这些点组成的波形和所在的位置发生变化。因此,通过进行小波分解后,提取RS段以及QR段。

[0044] 本发明采用CNN网络对人体的麻醉深度进行评估。首先,训练适合进行麻醉深度预测的CNN网络模型。卷积神经网络的结构是在计算机视觉中通常使用的顺序模型的结构。CNN网络的第一功能层为特征提取层,为两个顺序的卷积层,接着是最大池化层和退化层;第二功能层为分类层,包括全连接层、退化层和三个softmax单元依次连接,每个softmax单元代表一个状态,3个状态分别是开始进入麻醉状态,进去全面麻醉状态(即深度麻醉状态)和开始进入清醒状态。在本发明的CNN网络中,使用特征向量的原始数量和隐藏神经元,第一卷积层的神经元数量大小为32,第二卷积层的数量为64,第三卷积层为密集层,神经元数量为128;最大池化层的窗口大小为 2×2 ,相应的退化率为0.25和0.5;卷积窗的核大小为 1×5 和 5×1 ,第一功能层仅提取时域信息;最终,除了输出层外,所有的激活函数都为ReLU单元。通过分类相关的交叉熵损失函数和Adadelta优化器进行CNN网络的训练,通过高斯分布来确定神经网络的初始化权重。本发明的CNN网络具体如图2所示。

[0045] 本发明进一步使用多层次感知模型来与CNN网络的每个功能层的输出神经元数量进行匹配,以确保在训练CNN模型的过程中,减小训练时间,使得计算代价最小。MLP模型两个功能层分别为密集层1、密集层2,密集层1和密集层2分别依次包括全连接层、退化层;密集层2的退化层还包括3个softmax分类器单元。多层次感知模型的结构如图3所示。

[0046] 通过本发明的多层次感知模型与CNN结合来对提到的RS段以及QR段进行分类,可

以对患者在麻醉过程中的三种状态进行分类。同时,为了对本发明的CNN网络模型进行补偿辅助,具体的修正办法为:通过在人体的肢体部位或者眼睛部位贴附加速度传感器,当加速度传感器检测到人体的加速度值逐渐降低,直到小于一个阈值a时,确定人体开始进入麻醉状态,继续进行加速度检测,当检测到加速度传感器感测到的加速值几乎为0时,确定人体进行深度麻醉状态,继续进行加速度检测,当检测到加速度从0开始上升到大于一个阈值b时,确定人体开始恢复清醒状态。

[0047] 但是,加速度传感器的检测受限于传感器的精度和人体在安静状态下的运动程度,只能辅助作为CNN模型的辅助。假定通过加速度传感器确定人体开始进入麻醉状态时,信息处理单元的输出值为x1,通过加速度传感器确定人体进入深度麻醉状态时,信息处理单元的输出值为x2,通过加速度传感器确定人体开始恢复清醒状态时,信息处理单元的输出值为x3;通过CNN神经网络传感器的3个softmax分类单元确定人体处于开始进入麻醉状态时,信息处理单元的输出值为x1',通过加速度传感器确定人体进入深度麻醉状态时,信息处理单元的输出值为x2',通过加速度传感器确定人体开始恢复清醒状态时,信息处理单元的输出值为x3',其中x1、x2、x3中只要有一者不为0时,其他两者均为0;其中x1'、x2'、x3'中只要有一者不为0时,其他两者均为0;假定CNN网络在分类准确度和通过加速度传感器确定人体状态时的准确度时的权重分别为W1和W2,则人体状态的计算公式为:

[0048]
$$S=W1(x1+x2+x3)+W2(x1'+x2'+x3')$$

[0049] 其中,x1、x2、x3的取值范围分别为1-10,x1'、x2'、x3'的取值范围分别为1-10,W1和W2的值根据实际需要进行调整;

[0050] 最终,得到S2的值,当S的值为0-1时,3.0-6.0时,人体开始进入麻醉状态,当S的值为6.0-10.0时,人体进入深度麻醉状态,即全部麻醉状态;当S的值为0-3.0时,确定人体开始恢复清醒状态。

[0051] 通过本发明判断的麻醉深度状态与通过脑电信号判断的麻醉深度状态相比较,发现结果重合率为98.75%,由此可以确定,本发明提出的通过AEP信号判断麻醉深度的方法可以在手术过程中有效判断人体的麻醉状态,从而辅助外科医生进行相应操作;当人体有恢复意识的迹象时,可以通知医护人员及时进行处理。

[0052] 前面已经提到AEP是麻醉后清醒时恢复的第一感觉,同时由于CNN分类器可以用于确定人体何时开始恢复清醒状态,因此,本发明的CNN神经网络可以进一步经过训练,预测人体的体动反应。

[0053] 本发明中,通过特定的db4小波基的设计,可以使基于db4小波基的DWT变换可以更好地对AEP信号进行分解,为后续进行麻醉状态的监测提供了有效保障,解决了以往在使用db4小波分解时,不能完美地匹配AEP波形的问题。

[0054] 进一步地,本发明在训练CNN网络时,通过特殊的各个功能层的尺寸设计,以及最后设置3个softmax分类器,可以确定人体的三种状态,当有需要时,可以增加softmax分类器的设置数量;而且本发明在神经网络的训练过程中,结合了多层次感知模型,可以有效地进行CNN网络模型的训练,减小训练时间和训练过程中的数据量。

[0055] 同时,本发明为了可靠地得到麻醉深度,还结合加速度传感器的结果,对加速度传感器的判断结果以及CNN网络的判断结果给出不同的权值,可以综合判断人体的麻醉深度,使得本发明的判断方法可以切实用于临床中。

[0056] 本发明的CNN网络可以进一步进行训练,用于预测人体的体动反应,这可以有效地解决临床麻醉手术中病人突然醒来或者麻醉药对病人不敏感造成的医疗事故。

[0057] 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,本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

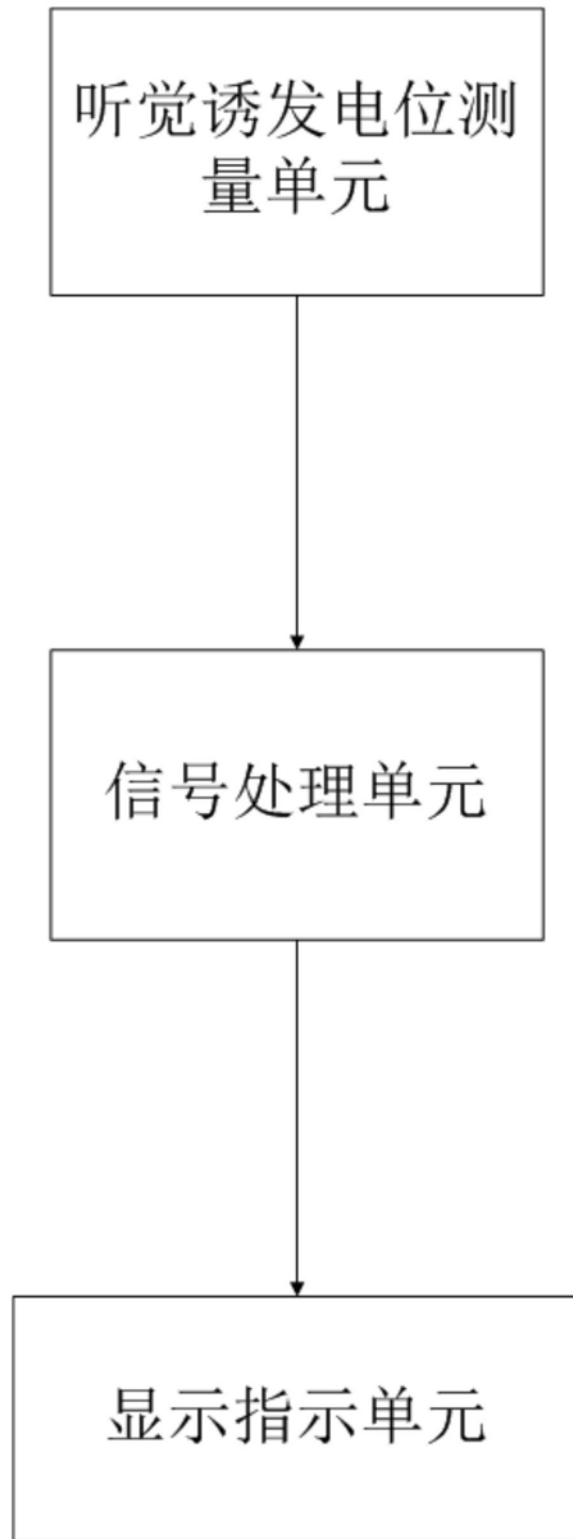


图1

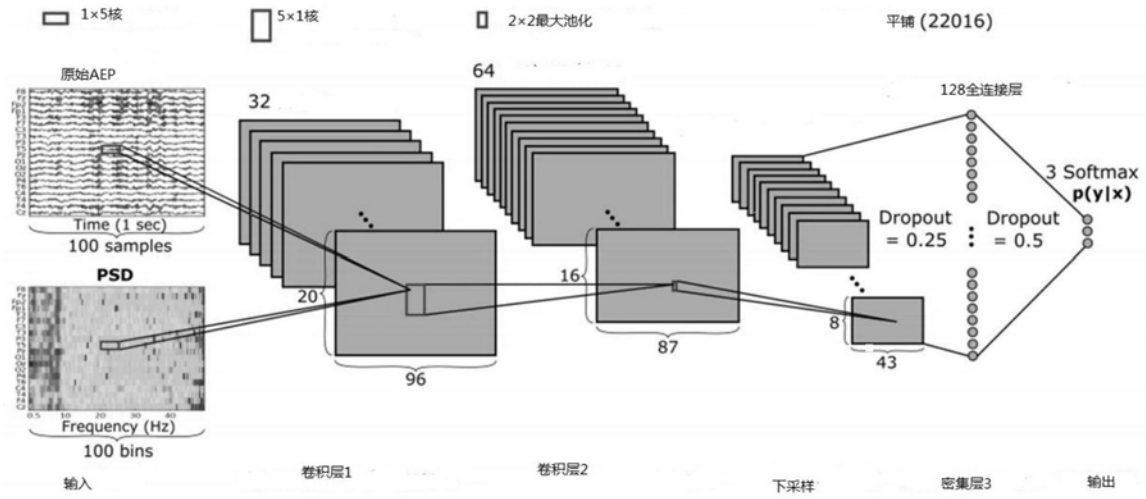


图2

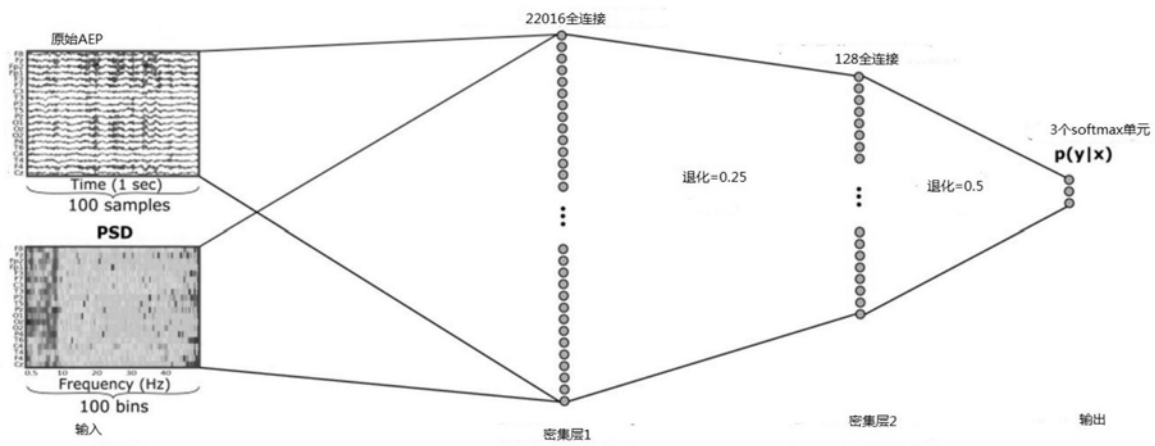


图3

专利名称(译)	一种基于听觉诱发信号进行麻醉深度监测的装置		
公开(公告)号	CN110974222A	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN201911348864.1	申请日	2019-12-24
[标]申请(专利权)人(译)	付晓		
申请(专利权)人(译)	付晓		
当前申请(专利权)人(译)	付晓		
[标]发明人	付晓 张萍萍 张继涛		
发明人	付晓 张萍萍 张继涛		
IPC分类号	A61B5/0484 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04845 A61B5/4821 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/726 A61B5/7264 A61B5/7271		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于听觉诱发信号进行麻醉深度监测的装置，包括：听觉诱发电位测量单元、信号处理单元、显示指示单元；听觉诱发电位测量单元是在麻醉的过程中进行听觉诱发电位的测量；所述的听觉诱发电位测量单元测量得到的信号被传送到信号处理单元，听觉诱发电位测量单元与信号处理单元可以合成为一个整体或者采用分体式；所述的信号处理单元对接收到的听觉诱发电位信号进行处理，得到麻醉深度；信号处理单元得到的麻醉深度被传输到显示指示单元，显示指示单元对病人当前的麻醉深度进行显示以及对医护人员当前应当采取的措施进行提示。

