



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109646146 A

(43)申请公布日 2019. 04. 19

(21)申请号 201811463239.7

(22)申请日 2018.12.03

(71)申请人 青岛大学

地址 266000 山东省青岛市宁夏路308号

(72)发明人 刘兆刚 赵林

(74)专利代理机构 重庆市信立达专利代理事务
所(普通合伙) 50230

代理人 包晓静

(51)Int.Cl.

A61D 7/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0476(2006.01)

权利要求书3页 说明书9页 附图1页

(54)发明名称

一种用于实验动物乙醚麻醉系统及其操作方法

(57)摘要

本发明属于麻醉技术领域,公开了一种用于实验动物乙醚麻醉系统及其操作方法,用于实验动物乙醚麻醉系统包括:视频监控模块、脑电信号采集模块、中央控制模块、脑信号处理模块、计量模块、供氧模块、麻醉模块、专业数据库模块、显示模块。本发明通过脑信号处理模块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;同时,通过计量模块能精确计算整个麻醉过程中气态麻醉药用量,且避免了人工计算导致的误差,有效提高了液态麻醉药用量计算结果的准确性与精确度。



1. 一种用于实验动物乙醚麻醉系统操作方法,其特征在于,所述用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法包括:

通过视频监控模块利用摄像器实时监控实验动物乙醚麻醉过程;通过脑电信号采集模块利用脑电信号采集电极采集动物脑部的脑电信号;

对动物脑部图像边界节点进行假边界节点的判定,去掉假边界节点之后,再次用能够包含覆盖盲区的最小多边形方法,表示出改善后的覆盖盲区边界;

脑电信号采集模块集成的图像采集器利用坡度和坡向角算出实际脑部图像探测半径,最后使用检测算法算出修正后的覆盖盲区边界,得出动物脑部图像的准确边界区图像脑电信号;

实际探测半径的计算方法包括:

在曲面 $z=h(x,y)$ 上,对于点 $P(x,y)$ 方向梯度为:

$$\text{grad } f(x,y) = \frac{\partial f}{\partial x} \vec{i} + \frac{\partial f}{\partial y} \vec{j}$$

其中 $\frac{\partial f}{\partial x}$ 和 $\frac{\partial f}{\partial y}$ 分别为 x 和 y 方向的偏导数, i 和 j 为单位矢量,方向梯度的模为坡度;

$$S = \tan \alpha = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}$$

点 P 沿着 β 方向的坡度 G 为:

$$G = S \cos \beta$$

β 是坡向,由于三维地形的起伏缺陷,传感器节点沿 β 方向的实际探测半径 r' 与理想探测半径 r 的关系表示为:

$$r' = r \cos \gamma$$

实际探测半径 r' 与坡度 S 和坡向角 β 的关系为:

$$r' = r \cos (\arctan (S \cos \beta));$$

修正方法为沿着坡向方向,节点相交的两条等高线之间的差值为高度差 Δh ,相交的两条等高线之间的距离为 Δd ,坡度 S 表示为:

$$S = \frac{\Delta h}{\Delta d}$$

计算出三维地形下每个传感器节点在二维平面上的椭圆投影。

2. 如权利要求1所述的用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法,其特征在于,所述用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法具体包括:

步骤一,通过视频监控模块利用摄像器实时监控实验动物乙醚麻醉过程;通过脑电信号采集模块利用脑电信号采集电极采集动物脑部的脑电信号;

步骤二,中央控制模块调度脑信号处理模块对采集的脑电信号进行分类处理;

步骤三,通过计量模块利用压力表、流量计测量测量乙醚用药量;通过供氧模块利用供氧器对动物进行供氧操作;

步骤四,通过麻醉模块利用麻醉机对动物进行麻醉操作;

步骤五,通过专业数据库模块利用存储器存储麻醉专业知识库、监控视频、脑电信号数

据信息;

步骤六,通过显示模块利用显示器显示采集的麻醉监控视频、脑电信号数据。

3.如权利要求2所述的用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法,其特征在于,所述步骤一中,摄像头采用光学点扩展的数学模型,实现对实验动物乙醚麻醉过程的实时监控;

具体的光学点扩展的数学模型如下:

摄像头摄录的实验动物目标*i*在像平面的投影坐标为(x_i, y_i),则点扩展函数(PSF)为:

$$p(x, y) = 1 / (2\pi\sigma_{psf}^2) \cdot \exp \{ - [(x - x_i)^2 + (y - y_i)^2] / (2\sigma_{psf}^2) \}$$

式中, (x_i, y_i) 为像元中心坐标, σ_{psf} 为PSF标准差。

4.如权利要求2所述的用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法,其特征在于,所述步骤三中,压力表、流量计采用状态信息可靠性模型,测量乙醚用药量;

步骤六中,显示器采用基于NSCT子带中的降噪滤波功能,对监控视频图像斑点噪声进行降噪。

5.如权利要求2所述的用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法,其特征在于,脑信号处理模块处理方法包括:

(1)通过前置三级放大器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;通过模数转换器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;

(2)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;

(3)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;

(4)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:清醒状态、浅度麻醉、正常麻醉、深度麻醉作为输出,采集大量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;

(5)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。

6.一种实现权利要求1~5任意一项所述用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法的计算机操作控制程序。

7.一种实现权利要求1~5任意一项所述用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法的信息数据处理终端。

8.一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如权利要求1-5任意一项所述的用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法。

9.一种实施权利要求1所述用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法的用于实验动物乙醚麻醉系统,其特征在于,所述用于实验动物乙醚麻醉系统包括:

视频监控模块,与中央控制模块连接,用于通过摄像头实时监控实验动物乙醚麻醉过程;

脑电信号采集模块,与中央控制模块连接,用于通过脑电信号采集电极采集动物脑部

的脑电信号；

中央控制模块，与视频监控模块、脑电信号采集模块、脑信号处理模块、计量模块、供氧模块、麻醉模块、专业数据库模块、显示模块连接，用于通过单片机控制各个模块正常工作；

脑信号处理模块，与中央控制模块连接，用于对采集的脑电信号进行分类处理；

计量模块，与中央控制模块连接，用于通过压力表、流量计测量测量乙醚用药量；

供氧模块，与中央控制模块连接，用于通过供氧器对动物进行供氧操作；

麻醉模块，与中央控制模块连接，用于通过麻醉机对动物进行麻醉操作；

专业数据库模块，与中央控制模块连接，用于通过存储器存储麻醉专业知识库、监控视频、脑电信号数据信息；

显示模块，与中央控制模块连接，用于通过显示器显示采集的麻醉监控视频、脑电信号数据。

10. 一种至少搭载权利要求9所述用于实验动物乙醚麻醉系统的对实验动物进行乙醚麻醉的操作台。

一种用于实验动物乙醚麻醉系统及其操作方法

技术领域

[0001] 本发明属于麻醉技术领域,尤其涉及一种用于实验动物乙醚麻醉系统及其操作方法。

背景技术

[0002] 麻醉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;主要包括全身麻醉和局部麻醉;全身麻醉是指将麻醉药通过吸入、静脉、肌肉注射或直肠灌注进入体内,使中枢神经系统受到抑制,致使患者意识消失而周身无疼痛感觉的过程。这种麻醉方式便是常言道的“睡着状态”,特点是患者意识消失,全身肌肉松弛,体验不到疼痛。最常用的全身麻醉方式是气管插管全身麻醉,特点是采用静脉麻醉药或吸入麻醉药产生全身麻醉作用,术中需要行气管插管,机械辅助呼吸;局部麻醉是利用局部麻醉药如普鲁卡因、利多卡因等,注射在相应部位使脊神经、神经丛或神经干以及更细的周围神经末梢受到阻滞,使身体的某一部位暂时失去感觉。局部麻醉的特点就是麻醉局限在身体的“局部”,患者的意识是清醒的。常用的方法包括椎管内麻醉(阻滞)、神经阻滞、区域阻滞、局部浸润麻醉和表面麻醉等。然而,现有实验动物乙醚麻醉系统采集动物脑电信号容易受到环境电磁波的干扰,导致数据误差大,影响麻醉正常进行;同时,由于麻醉气体的浓度受气体流量的影响,在低微流量麻醉时,实际浓度往往偏离麻醉蒸发罐的设置浓度,因此人工计算的结论往往存在较大误差。

[0003] 综上所述,现有技术存在的问题是:

[0004] 现有实验动物乙醚麻醉系统采集动物脑电信号容易受到环境电磁波的干扰,导致数据误差大,影响麻醉正常进行;同时,由于麻醉气体的浓度受气体流量的影响,在低微流量麻醉时,实际浓度往往偏离麻醉蒸发罐的设置浓度,因此人工计算的结论往往存在较大误差。

[0005] 现有技术中不能有效的实现对实验动物乙醚麻醉过程的实时监控,不能有效掌握实验动物受到乙醚麻醉的全过程,无法了解麻醉的状态,不利于记录麻醉过程中实验动物的全部反应状态及效果,影响或延误后期工作;现有技术中不能准确测量麻醉药物的用药量,无法掌握实验动物的控制麻醉效果和麻醉程度,因此降低实验动物麻醉的安全性;现有技术中不能有效保证麻醉监控视频图像的清晰显示,不利于使用者对于后期对麻醉过程进行观察、总结及分析,极大的降低工作效率,浪费人力物力及时间。

发明内容

[0006] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种用于实验动物乙醚麻醉系统及其操作方法。

[0007] 本发明是这样实现的,一种用于实验动物乙醚麻醉系统操作方法,包括:

[0008] 通过视频监控模块利用摄像头实时监控实验动物乙醚麻醉过程;通过脑电信号采集模块利用脑电信号采集电极采集动物脑部的脑电信号;

[0009] 对动物脑部图像边界节点进行假边界节点的判定,去掉假边界节点之后,再次用能够包含覆盖盲区的最小多边形方法,表示出改善后的覆盖盲区边界;

[0010] 脑电信号采集模块集成的图像采集器利用坡度和坡向角算出实际脑部图像探测半径,最后使用检测算法算出修正后的覆盖盲区边界,得出动物脑部图像的准确边界区图像脑电信号;

[0011] 实际探测半径的计算方法包括:

[0012] 在曲面 $z=h(x,y)$ 上,对于点 $P(x,y)$ 方向梯度为:

$$[0013] \quad \text{grad } f(x, y) = \frac{\partial f}{\partial x} \vec{i} + \frac{\partial f}{\partial y} \vec{j}$$

[0014] 其中 $\frac{\partial f}{\partial x}$ 和 $\frac{\partial f}{\partial y}$ 分别为x和y方向的偏导数,i和j为单位矢量,方向梯度的模为坡度;

$$[0015] \quad S = \tan \alpha = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}$$

[0016] 点P沿着 β 方向的坡度G为:

$$[0017] \quad G = S \cos \beta$$

[0018] β 是坡向,由于三维地形的起伏缺陷,传感器节点沿 β 方向的实际探测半径 r' 与理想探测半径 r 的关系表示为:

$$[0019] \quad r' = r \cos \gamma$$

[0020] 实际探测半径 r' 与坡度 S 和坡向角 β 的关系为:

$$[0021] \quad r' = r \cos (\arctan (S \cos \beta));$$

[0022] 修正方法为沿着坡向方向,节点相交的两条等高线之间的差值为高度差 Δh ,相交的两条等高线之间的距离为 Δd ,坡度 S 表示为:

$$[0023] \quad S = \frac{\Delta h}{\Delta d}$$

[0024] 计算出三维地形下每个传感器节点在二维平面上的椭圆投影。

[0025] 进一步,所述用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法具体包括:

[0026] 步骤一,通过视频监控模块利用摄像头实时监控实验动物乙醚麻醉过程;通过脑电信号采集模块利用脑电信号采集电极采集动物脑部的脑电信号;

[0027] 步骤二,中央控制模块调度脑信号处理模块对采集的脑电信号进行分类处理;

[0028] 步骤三,通过计量模块利用压力表、流量计测量测量乙醚用药量;通过供氧模块利用供氧器对动物进行供氧操作;

[0029] 步骤四,通过麻醉模块利用麻醉机对动物进行麻醉操作;

[0030] 步骤五,通过专业数据库模块利用存储器存储麻醉专业知识库、监控视频、脑电信号数据信息;

[0031] 步骤六,通过显示模块利用显示器显示采集的麻醉监控视频、脑电信号数据。

[0032] 进一步,所述步骤一中,摄像头采用光学点扩展的数学模型,实现对实验动物乙醚麻醉过程的实时监控;

[0033] 具体的光学点扩展的数学模型如下:

[0034] 摄像器摄录的实验动物目标*i*在像平面的投影坐标为(x_i, y_i), 则点扩展函数(PSF)为:

$$p(x, y) = 1/(2\pi\sigma_{psf}^2) \cdot \exp\{-[(x - x_i)^2 + (y - y_i)^2]/(2\sigma_{psf}^2)\}$$

[0036] 式中, (x_i, y_i) 为像元中心坐标, σ_{psf} 为PSF标准差。

[0037] 进一步, 所述步骤三中, 压力表、流量计采用状态信息可靠性模型, 测量乙醚用药量;

[0038] 步骤六中, 显示器采用基于NSCT子带中的降噪滤波功能, 对监控视频图像斑点噪声进行降噪。

[0039] 进一步, 脑信号处理模块处理方法包括:

[0040] (1) 通过前置三级放大器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; 通过模数转换器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;

[0041] (2) 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;

[0042] (3) 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;

[0043] (4) 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: 清醒状态、浅度麻醉、正常麻醉、深度麻醉作为输出, 采集大量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;

[0044] (5) 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。

[0045] 本发明另一目的在于提供一种实现所述用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法的计算机操作控制程序。

[0046] 本发明另一目的在于提供一种实现所述用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法的信息数据处理终端。

[0047] 本发明另一目的在于提供一种计算机可读存储介质, 包括指令, 当其在计算机上运行时, 使得计算机执行所述的用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法。

[0048] 本发明另一目的在于提供一种实施所述用于实验动物乙醚麻醉系统的操作方法的用于实验动物乙醚麻醉系统, 所述用于实验动物乙醚麻醉系统包括:

[0049] 视频监控模块, 与中央控制模块连接, 用于通过摄像器实时监控实验动物乙醚麻醉过程;

[0050] 脑电信号采集模块, 与中央控制模块连接, 用于通过脑电信号采集电极采集动物脑部的脑电信号;

[0051] 中央控制模块, 与视频监控模块、脑电信号采集模块、脑信号处理模块、计量模块、供氧模块、麻醉模块、专业数据库模块、显示模块连接, 用于通过单片机控制各个模块正常工作;

[0052] 脑信号处理模块, 与中央控制模块连接, 用于对采集的脑电信号进行分类处理;

- [0053] 计量模块,与中央控制模块连接,用于通过压力表、流量计测量测量乙醚用量;
- [0054] 供氧模块,与中央控制模块连接,用于通过供氧器对动物进行供氧操作;
- [0055] 麻醉模块,与中央控制模块连接,用于通过麻醉机对动物进行麻醉操作;
- [0056] 专业数据库模块,与中央控制模块连接,用于通过存储器存储麻醉专业知识库、监控视频、脑电信号数据信息;
- [0057] 显示模块,与中央控制模块连接,用于通过显示器显示采集的麻醉监控视频、脑电信号数据。
- [0058] 本发明另一目的在于提供一种至少搭载所述用于实验动物乙醚麻醉系统的对实验动物进行乙醚麻醉的操作台。
- [0059] 本发明的优点及积极效果为:
- [0060] 本发明通过脑信号处理模块将放大器和模数转换器整合在一起,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;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;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;同时,通过计量模块能精确计算整个麻醉过程中气态麻醉药用量,且避免了人工计算导致的误差,有效提高了液态麻醉药用量计算结果的准确性与精确度;各麻醉阶段包括麻醉诱导、麻醉维持、麻醉复苏等麻醉全程各阶段,由于不同的麻醉阶段之间,麻醉气体的浓度通常不一样,而在同一个麻醉阶段中,麻醉气体的浓度基本保持恒定,因此,可以通过记录麻醉气体浓度持续的起止时间,进而反映各麻醉阶段的起止时间,各麻醉阶段起始时间和终止时间的时间差值,即为各麻醉阶段的持续时间。
- [0061] 本发明摄像器采用光学点扩展的数学模型,实现对实验动物乙醚麻醉过程的实时监控,有效掌握实验动物受到乙醚麻醉的全过程,了解麻醉的状态,记录麻醉过程中实验动物的全部反应状态及效果,为后期工作提供可靠保障;本发明的压力表、流量计采用状态信息可靠性模型,提高压力表、流量计工作中状态信息的可靠度及准确度,准确测量乙醚用量,有效实验动物的控制麻醉效果和掌握麻醉程度,保证实验动物的安全麻醉;本发明显示器采用基于NSCT子带中的降噪滤波功能,对监控视频图像斑点噪声构建模型,有效保证麻醉监控视频图像的清晰显示,便于使用者对于麻醉过程进行观察、总结及分析。
- [0062] 本发明提供的用于实验动物乙醚麻醉系统操作方法,通过视频监控模块利用摄像器实时监控实验动物乙醚麻醉过程;通过脑电信号采集模块利用脑电信号采集电极采集动物脑部的脑电信号;
- [0063] 对动物脑部图像边界节点进行假边界节点的判定,去掉假边界节点之后,再次用能够包含覆盖盲区的最小多边形方法,表示出改善后的覆盖盲区边界;
- [0064] 脑电信号采集模块集成的图像采集器利用坡度和坡向角算出实际脑部图像探测半径,最后使用检测算法算出修正后的覆盖盲区边界,得出动物脑部图像的准确边界区图像脑电信号,相比于现有技术,获得的图像数据比现有技术提高很多。为实验动物乙醚麻醉执行提供准确的数据支持。

附图说明

[0065] 图1是本发明实施提供的用于实验动物乙醚麻醉系统操作方法流程图。

[0066] 图2是本发明实施提供的用于实验动物乙醚麻醉系统结构框图。

[0067] 图2中:1、视频监控模块;2、脑电信号采集模块;3、中央控制模块;4、脑信号处理模块;5、计量模块;6、供氧模块;7、麻醉模块;8、专业数据库模块;9、显示模块。

具体实施方式

[0068] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0069] 下面结合附图及具体实施例对本发明的应用原理作进一步描述。

[0070] 如图1所示,本发明提供的一种用于实验动物乙醚麻醉系统操作方法包括以下步骤:

[0071] S101,通过视频监控模块利用摄像器实时监控实验动物乙醚麻醉过程;通过脑电信号采集模块利用脑电信号采集电极采集动物脑部的脑电信号;

[0072] S102,中央控制模块调度脑信号处理模块对采集的脑电信号进行分类处理;

[0073] S103,通过计量模块利用压力表、流量计测量测量乙醚用药量;通过供氧模块利用供氧器对动物进行供氧操作;

[0074] S104,通过麻醉模块利用麻醉机对动物进行麻醉操作;

[0075] S105,通过专业数据库模块利用存储器存储麻醉专业知识库、监控视频、脑电信号数据信息;

[0076] S106,通过显示模块利用显示器显示采集的麻醉监控视频、脑电信号数据。

[0077] 如图2所示,本发明提供的用于实验动物乙醚麻醉系统包括:视频监控模块1、脑电信号采集模块2、中央控制模块3、脑信号处理模块4、计量模块5、供氧模块6、麻醉模块7、专业数据库模块8、显示模块9。

[0078] 视频监控模块1,与中央控制模块3连接,用于通过摄像器实时监控实验动物乙醚麻醉过程;

[0079] 脑电信号采集模块2,与中央控制模块3连接,用于通过脑电信号采集电极采集动物脑部的脑电信号;

[0080] 中央控制模块3,与视频监控模块1、脑电信号采集模块2、脑信号处理模块4、计量模块5、供氧模块6、麻醉模块7、专业数据库模块8、显示模块9连接,用于通过单片机控制各个模块正常工作;

[0081] 脑信号处理模块4,与中央控制模块3连接,用于对采集的脑电信号进行分类处理;

[0082] 计量模块5,与中央控制模块3连接,用于通过压力表、流量计测量测量乙醚用药量;

[0083] 供氧模块6,与中央控制模块3连接,用于通过供氧器对动物进行供氧操作;

[0084] 麻醉模块7,与中央控制模块3连接,用于通过麻醉机对动物进行麻醉操作;

[0085] 专业数据库模块8,与中央控制模块3连接,用于通过存储器存储麻醉专业知识库、监控视频、脑电信号数据信息;

[0086] 显示模块9,与中央控制模块3连接,用于通过显示器显示采集的麻醉监控视频、脑电信号数据。

[0087] 下面结合具体分析对本发明作进一步描述。

[0088] 本发明实施例提供的用于实验动物乙醚麻醉系统操作方法,包括:

[0089] 通过视频监控模块利用摄像头实时监控实验动物乙醚麻醉过程;通过脑电信号采集模块利用脑电信号采集电极采集动物脑部的脑电信号;

[0090] 对动物脑部图像边界节点进行假边界节点的判定,去掉假边界节点之后,再次用能够包含覆盖盲区的最小多边形方法,表示出改善后的覆盖盲区边界;

[0091] 脑电信号采集模块集成的图像采集器利用坡度和坡向角算出实际脑部图像探测半径,最后使用检测算法算出修正后的覆盖盲区边界,得出动物脑部图像的准确边界区图像脑电信号;

[0092] 实际探测半径的计算方法包括:

[0093] 在曲面 $z=h(x,y)$ 上,对于点 $P(x,y)$ 方向梯度为:

$$[0094] \quad \text{grad } f(x, y) = \frac{\partial f}{\partial x} \vec{i} + \frac{\partial f}{\partial y} \vec{j}$$

[0095] 其中 $\frac{\partial f}{\partial x}$ 和 $\frac{\partial f}{\partial y}$ 分别为x和y方向的偏导数,i和j为单位矢量,方向梯度的模为坡度;

$$[0096] \quad S = \tan \alpha = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}$$

[0097] 点P沿着 β 方向的坡度G为:

$$[0098] \quad G = S \cos \beta$$

[0099] β 是坡向,由于三维地形的起伏缺陷,传感器节点沿 β 方向的实际探测半径 r' 与理想探测半径 r 的关系表示为:

$$[0100] \quad r' = r \cos \gamma$$

[0101] 实际探测半径 r' 与坡度S和坡向角 β 的关系为:

$$[0102] \quad r' = r \cos (\arctan (S \cos \beta));$$

[0103] 修正方法为沿着坡向方向,节点相交的两条等高线之间的差值为高度差 Δh ,相交的两条等高线之间的距离为 Δd ,坡度S表示为:

$$[0104] \quad S = \frac{\Delta h}{\Delta d}$$

[0105] 计算出三维地形下每个传感器节点在二维平面上的椭圆投影。

[0106] 本发明提供的脑信号处理模块4处理方法如下:

[0107] (1)通过前置三级放大器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;通过模数转换器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;

[0108] (2)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} ;

[0109] (3)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;

[0110] (4)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:清醒状态、浅度麻醉、正常麻醉、深度麻醉作为输出,采集大量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;

[0111] (5)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。

[0112] 进一步,所述步骤一中,摄像器采用光学点扩展的数学模型,实现对实验动物乙醚麻醉过程的实时监控,有效掌握实验动物受到乙醚麻醉的全过程,了解麻醉的状态,记录麻醉过程中实验动物的全部反应状态及效果,为后期工作提供可靠保障;

[0113] 具体的光学点扩展的数学模型如下:

[0114] 摄像器摄录的实验动物目标*i*在像平面的投影坐标为(*x_i*,*y_j*),则点扩展函数(PSF)为:

$$p(x,y) = 1/(2\pi\sigma_{psf}^2) \cdot \exp\{-[(x-x_i)^2 + (y-y_i)^2]/(2\sigma_{psf}^2)\}$$

[0116] 式中, (*x_i*,*y_j*) 为像元中心坐标, σ_{psf} 为PSF标准差。

[0117] 进一步,所述步骤三中,

[0118] 压力表、流量计采用状态信息可靠性模型,提高压力表、流量计工作中状态信息的可靠度及准确度,准确测量乙醚用药量,有效实验动物的控制麻醉效果和掌握麻醉程度,保证实验动物的安全麻醉;

[0119] 具体的数学表达公式为:

$$R_2(t) = \begin{cases} 1 & x(t) \leq S_1 \\ e^{-k(x(t) - S_1)^2} & S_1 < x(t) \leq S_2 \\ 0 & x(t) > S_2 \end{cases}$$

[0121] 式中:*S*₁为状态参数特征量的失效阈值;*S*₂为压力表、流量计正常运行条件下状态参数特征量的最小值;

[0122] 系统中包含*m*个状态信息,基于各个状态信息的可靠度分别*R*_{2,1},*R*_{2,2}, $\dots$,*R*_{2,m};因此,基于状态信息的评估模型的系统可靠度*R*₂可表示为:

$$R_2 = g(R_{2,1}, R_{2,2}, \dots, R_{2,m})$$

[0124] 进一步,改写为:

$$R_2 = R_{2,1} R_{2,2} \dots R_{2,m}$$

[0126] 步骤六中,显示器用于显示采集的麻醉监控视频、脑电信号数据;为了保证麻醉监控视频图像的清晰显示,显示器采用基于NSCT子带中的降噪滤波功能,对监控视频图像斑点噪声构建模型,即为乘性噪声模型的加性噪声表示法,具体为:

$$g_n = s_n \cdot u_n = s_n + s_n \cdot (u_n - 1) = s_n + s_n \cdot u'_n = s_n + v_n$$

[0128] 式中:*n*表示像素位置,

[0129] *g_n*表示所观测到的含噪声图像,

[0130] *s_n*表示无噪声的理想图像,

[0131] *u_n*为均值为1的乘性斑点噪声,

[0132] v_n 为0均值的等效加性信号决定噪声；

[0133] 根据NSCT变换的线性性质，在对超声图像进行NSCT变换后，得到系数为：

$$[0134] \quad g_n^C = s_n^C + (s_n \cdot u_n')^C = s_n^C + v_n^C$$

[0135] 式中：上标C表示进行NSCT变换后的系数；

[0136] 在NSCT高频子带中，采用拉普拉斯分布来表示系数中的真实信号部分的概率密度函数，即：

$$[0137] \quad P(s_n^C) = \frac{\lambda v}{2\Gamma(1/v)} \exp(-\lambda |s_n^C|^v)$$

[0138] 式中： v 为广义拉普拉斯分布的形状参数， λ 为尺度参数；分布参数 v 和 λ 的数值可由各子带系数数据计算得出。

[0139] 所述脑信号处理模块处理方法如下：

[0140] (1) 通过前置三级放大器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；通过模数转换器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；

[0141] (2) 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；

[0142] (3) 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；

[0143] (4) 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：清醒状态、浅度麻醉、正常麻醉、深度麻醉作为输出，采集大量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；

[0144] (5) 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。

[0145] 所述爆发抑制比BSR计算方法如以下公式所示：

$$[0146] \quad nleo(j) = \sum_{n=j}^{j=20} |x(i-1)x(i-2) - x(i)x(i-3)| \quad NLEO(k) = \sum_{m=k}^{k=25} nleo(m)$$

$$[0147] \quad BSR = \frac{t_{NLEO < 3.2}}{T_{60S}} * 100\%$$

[0148] 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。

[0149] 所述BFI计算方法如以下公式所示：

$$[0150] \quad BFI = 50 - \left(\frac{BSR}{2} \right) \quad BSR > 40$$

$$[0151] \quad BFI = \alpha (PE) + (1 - \alpha) \left(40 - \left(\frac{BSR}{4} \right) \right) \quad BSR \leq 40$$

[0152] α 值由大量实验数据获得的, α 范围取0-1, 参考统计数据后, 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。

[0153] 在上述实施例中, 可以全部或部分地通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。当使用全部或部分地以计算机程序产品的形式实现, 所述计算机程序产品包括一个或多个计算机指令。在计算机上加载或执行所述计算机程序指令时, 全部或部分地产生按照本发明实施例所述的流程或功能。所述计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他可编程装置。所述计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中, 或者从一个计算机可读存储介质向另一个计算机可读存储介质传输, 例如, 所述计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或数据中心通过有线(例如同轴电缆、光纤、数字用户线(DSL)或无线(例如红外、无线、微波等)方式向另一个网站站点、计算机、服务器或数据中心进行传输)。所述计算机可读存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。所述可用介质可以是磁性介质, (例如, 软盘、硬盘、磁带)、光介质(例如, DVD)、或者半导体介质(例如固态硬盘Solid State Disk(SSD))等。

[0154] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已, 并不用以限制本发明, 凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等, 均应包含在本发明的保护范围之内。

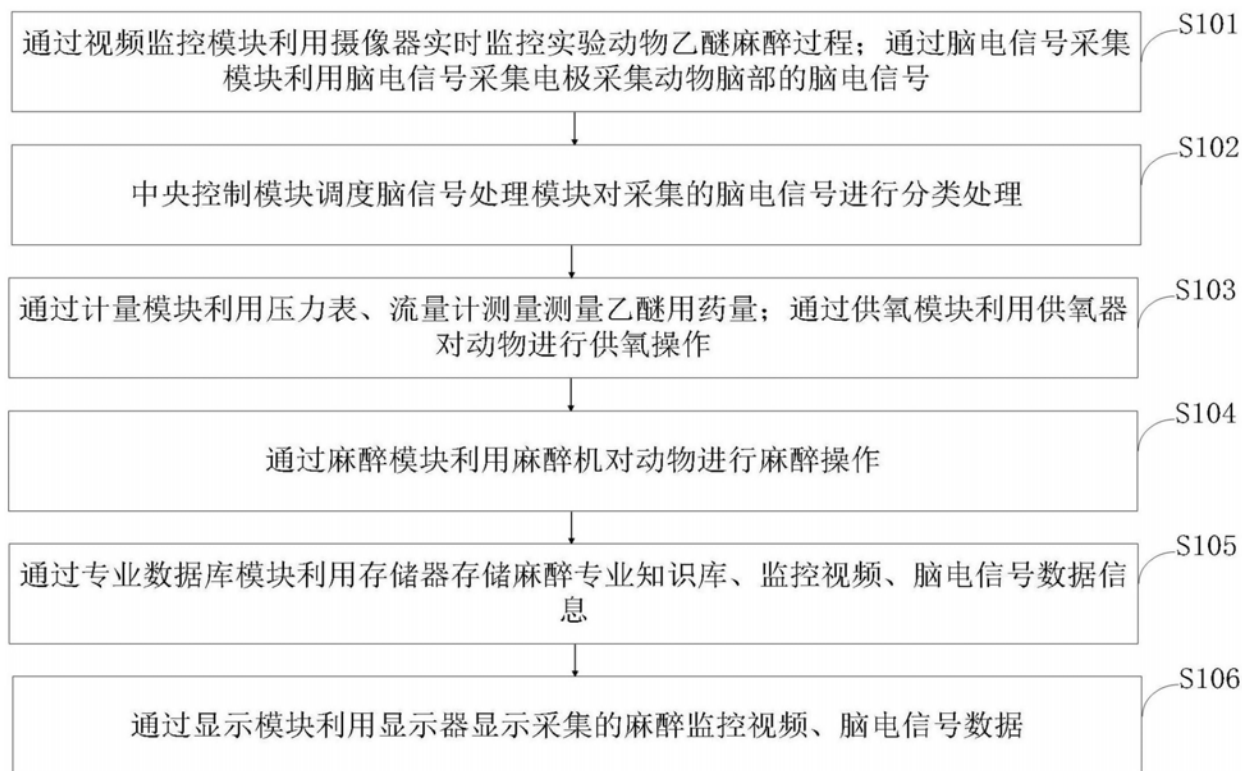


图1

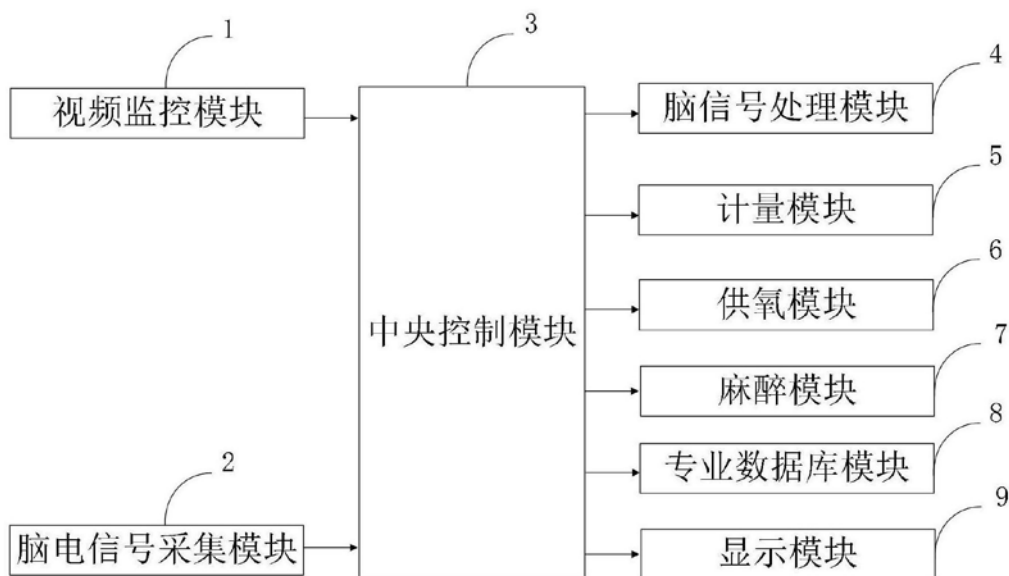


图2

专利名称(译)	一种用于实验动物乙醚麻醉系统及其操作方法		
公开(公告)号	CN109646146A	公开(公告)日	2019-04-19
申请号	CN201811463239.7	申请日	2018-12-03
[标]申请(专利权)人(译)	青岛大学		
申请(专利权)人(译)	青岛大学		
当前申请(专利权)人(译)	青岛大学		
[标]发明人	刘兆刚 赵林		
发明人	刘兆刚 赵林		
IPC分类号	A61D7/04 A61B5/00 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/0476 A61B5/4821 A61D7/04		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于麻醉技术领域，公开了一种用于实验动物乙醚麻醉系统及其操作方法，用于实验动物乙醚麻醉系统包括：视频监控模块、脑电信号采集模块、中央控制模块、脑信号处理模块、计量模块、供氧模块、麻醉模块、专业数据库模块、显示模块。本发明通过脑信号处理模块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；同时，通过计量模块能精确计算整个麻醉过程中气态麻醉药用量，且避免了人工计算导致的误差，有效提高了液态麻醉药用量计算结果的准确性与精确度。

