



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109758161 A

(43)申请公布日 2019.05.17

(21)申请号 201910092928.X

(22)申请日 2019.01.30

(71)申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市咸宁西路28号

(72)发明人 陈翔 王勇 翟映川 李津 张辉

金华 朱可

(74)专利代理机构 西安通大专利代理有限责任  
公司 61200

代理人 徐文权

(51) Int. Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/1459(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/05(2006.01)

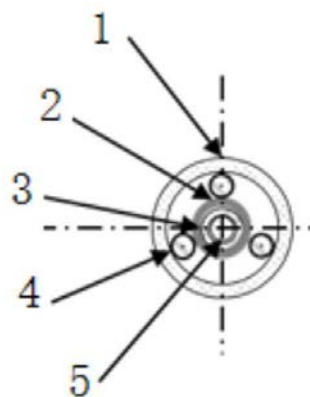
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极

(57)摘要

本发明涉及生物医学工程领域,具体为一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,包括环电极,沿环电极轴线设置的芯电极,设置在环电极和芯电极之间的绝缘层,设置在环电极外部的套管,以及设置在环电极和套管之间的光纤;所述环电极和光纤的输出端平齐设置,芯电极输出端伸出环电极输出端设置。本发明通过将用于刺激电极的芯电极和环电极对,以及用于光信号传输采集的光纤巧妙的设为一体,通过绝缘层实现隔离和绝缘,从而以有创性为代价,换取在啮齿类小动物脑深部核团进行脑深部电刺激时同步观察、记录脑深部核团局部血氧饱和度变化的能力,能够作为低成本的脑组织代谢活动在体研究工具,满足一般研究机构对脑血氧代谢等脑科学研究需求。



1. 一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其特征在于,包括环电极(2),沿环电极(2)轴线设置的芯电极(5),设置在环电极(2)和芯电极(5)之间的绝缘层(3),设置在环电极(2)外部的套管(1),以及设置在环电极(2)和套管(1)之间的光纤(4);所述环电极(2)和光纤(4)的输出端平齐设置,芯电极(5)输出端伸出环电极(2)输出端设置。

2. 根据权利要求1所述的一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其特征在于,所述的环电极(2)和芯电极(5)均由铂、金、钛、铱和钨中至少一种金属材料制成。

3. 根据权利要求1所述的一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其特征在于,用于刺激正极的芯电极(5)以直径为0.15~0.22mm的304医用不锈钢丝制成,距输出端2mm范围内镀氮化钛涂层;用于刺激负极的环电极(2)以外径0.4mm的304医用不锈钢管制成,距输出端2mm范围内镀氮化钛涂层。

4. 根据权利要求1或3所述的一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其特征在于,芯电极(5)伸出环电极(2)的伸出长度小于0.1mm。

5. 根据权利要求1所述的一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其特征在于,绝缘层(3)采用特氟龙材料制成。

6. 根据权利要求1所述的一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其特征在于,所述的光纤(4)包括一组1~3根带绝缘保护层的光学纤维,呈对称位置或品字形位置排列于环电极(2)外周,用于光信号的输入和输出。

7. 根据权利要求6所述的一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其特征在于,所述的光纤(4)包括一组1根带绝缘保护层的光学纤维,光学纤维输入端设置有用入射光与发射光分离的光电检测器件,同时作为输入和输出光纤。

8. 根据权利要求6所述的一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其特征在于,所述的光纤(4)包括一组2根带绝缘保护层的光学纤维,其中一根光学纤维作为输入光纤将红光和/或红外光导入;另一根光学纤维作为输出光纤将经反射携带血氧信息的红光和/或红外光导出至光电检测器件。

9. 根据权利要求6所述的一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其特征在于,所述的光纤(4)包括一组3根带绝缘保护层的光学纤维,其中一根光学纤维将红光导入,另一根光学纤维将红外光导入,均作为输入光纤;第三根光学纤维将经反射携带血氧信息的红光和红外光导出至光电检测器件,作为输出光纤。

10. 根据权利要求1所述的一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其特征在于,所述的套管(1)采用特氟龙材料热缩管,经加热收缩于环电极(2)与光纤(4)外侧。

## 一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极

### 技术领域

[0001] 本发明涉及生物学工程领域,具体为一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极。

### 背景技术

[0002] 脑是高度依赖血氧水平的器官,脑组织中存在着复杂的神经血管调节机制来维持大脑包括电生理活动在内的正常生理功能活动所需的能量和氧。因而对正常生理条件下以及外部电刺激情况下深部核团血氧饱和度分布规律以及内在调节机制的研究有着重要的科学和临床意义。

[0003] 目前研究脑血氧的主要技术手段是核磁共振和近红外光谱法。

[0004] 核磁共振法以磁共振成像设备采用BOLD序列成像,可以无创地观察到大脑皮层的血氧分布,可以较好地观测到麻醉状态下啮齿类动物大脑皮层整体与局部的血氧分布,研究价值很高。但是,该方法测试时不兼容金属电极,无法检测外部电刺激情况下深部核团血氧变化。而且针对啮齿类小动物,该方法成本高昂,一般研究机构难以开展相关研究。

[0005] 近红外光谱法利用血红蛋白对可见近红外光有特殊吸收光谱的特性,也可以无创地提供脑皮层的血氧分布变化信息,但受限于反射光在颅内的传播路径,穿透深度约是光源和探测器距离的一半,其仅能提供厘米级的穿透效果,基本能够满足脑皮层血氧分布的研究需求,但对脑深部核团的血氧分布研究则空间分辨率较差。

[0006] 以上述方法为代表的现有脑血氧检测方法和装置,通常对大脑皮层的血氧分布有较好的检测效果,但对于脑深部核团空间分辨率较低,检测效果不佳。尤其难以在外部电刺激的情况下同时检测脑深部核团的局部血氧水平分布,不能对外部电刺激情况下深部核团血氧调节分布规律以及内在调节机制进行深入研究。

### 发明内容

[0007] 针对现有技术中存在的问题,本发明提供一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,结构简单,易于实现,能够作为低成本的脑组织代谢活动在体研究工具,满足一般研究机构对脑血氧代谢等脑科学研究的需求。

[0008] 本发明是通过以下技术方案来实现:

[0009] 一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,包括环电极,沿环电极轴线设置的芯电极,设置在环电极和芯电极之间的绝缘层,设置在环电极外部的套管,以及设置在环电极和套管之间的光纤;所述环电极和光纤的输出端平齐设置,芯电极输出端伸出环电极输出端设置。

[0010] 优选的,所述的环电极和芯电极均由铂、金、钛、铱和钨中至少一种金属材料制成。

[0011] 优选的,用于刺激正极的芯电极以直径为0.15~0.22mm的304医用不锈钢丝制成,距输出端2mm范围内镀氮化钛涂层;用于刺激负极的环电极以外径0.4mm的304医用不锈钢管制成,距输出端2mm范围内镀氮化钛涂层。

[0012] 进一步的,芯电极伸出环电极的伸出长度小于0.1mm。

[0013] 优选的,绝缘层采用特氟龙材料制成。

[0014] 优选的,所述的光纤包括一组1~3根带绝缘保护层的光学纤维,呈对称位置或品字形位置排列于环电极外周,用于光信号的输入和输出。

[0015] 进一步的,所述的光纤包括一组1根带绝缘保护层的光学纤维,光学纤维输入端设置有用于将入射光与发射光分离的光电检测器件,同时作为输入和输出光纤。

[0016] 进一步的,所述的光纤包括一组2根带绝缘保护层的光学纤维,其中一根光学纤维作为输入光纤将红光和/或红外光导入;另一根光学纤维作为输出光纤将经反射携带血氧信息的红光和/或红外光导出至光电检测器件。

[0017] 进一步的,所述的光纤包括一组3根带绝缘保护层的光学纤维,其中一根光学纤维将红光导入,另一根光学纤维将红外光导入,均作为输入光纤;第三根光学纤维将经反射携带血氧信息的红光和红外光导出至光电检测器件,作为输出光纤。

[0018] 优选的,所述的套管采用特氟龙材料热缩管,经加热收缩于环电极与光纤外侧。

[0019] 与现有技术相比,本发明具有以下有益的技术效果:

[0020] 本发明通过将用于刺激电极的芯电极和环电极对,以及用于光信号传输采集的光纤巧妙的设置为一体,通过绝缘层实现隔离和绝缘,从而以有创性为代价,换取在啮齿类小动物脑深部核团进行脑深部电刺激时同步观察、记录脑深部核团局部血氧饱和度变化的能力。取代现有核磁共振技术对啮齿类小动物脑深部核团进行电刺激时无法观察、记录脑深部核团局部血氧饱和度变化的技术。可以直接为清醒、运动状态下的啮齿类动物进行脑深部电刺激时同步观察、记录靶区脑深部核团局部血氧饱和度变化,为脑科学研究提供了一种电学与光学组合的低成本、高效代谢活动在体研究工具。

[0021] 进一步的,通过环电极的尺寸限制,使得本发明中检测脑深部核团局部血氧饱和度变化的光学纤维空间距离为亚毫米级,所能提供的脑深部核团局部血氧饱和度空间分辨率也为亚毫米级,与厘米级分辨率的近红外光谱法相比,空间分辨率提高1~2个数量级。改变了现有技术对脑深部核团血氧饱和度空间分辨率低的现状。

[0022] 进一步的,本发明中的金属刺激电极为柔软的光学纤维提供了刚性依托,避免了穿刺过程中光纤易变形、弯曲、空间定位能力差的缺陷。显著提高了光学纤维的空间定位能力。

[0023] 进一步的,本发明中的金属刺激电极在医用304不锈钢材质上外镀氮化钛保护膜,以不锈钢电极的成本达到了类似贵金属电极的电学特性,不仅显著降低了电极制造成本,而且延长了普通不锈钢电极的使用寿命,从而可以使用医用304不锈钢电极进行慢性长期刺激,并同步观测脑深部核团局部血氧饱和度的变化。

## 附图说明

[0024] 图1为本发明实例中所述电极的横截面结构示意图。

[0025] 图2为本发明实例中所述电极的纵剖面结构示意图。

[0026] 图中:套管1,环电极2,绝缘层3,光纤4,芯电极5。

## 具体实施方式

[0027] 下面结合具体的实施例对本发明做进一步的详细说明,所述是对本发明的解释而不是限定。

[0028] 参见图1和图2,本发明的可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,其包括下述部件:

[0029] 部件1,芯电极5。位于脑深部刺激电极的中心,由铂、金、钛、铱、钨等贵金属材料制成,在施加脑深部电刺激时作为刺激正极,由裸露在部件3外的电极尖端为输出端,也即电极末端用于释放刺激电流,刺激周围的脑深部核团。

[0030] 本优选实例中,芯电极5以直径为0.15~0.22mm的304医用不锈钢丝制成,输出端磨平,距输出端2mm范围内镀氮化钛涂层。装配时芯电极5伸出环电极2,伸出长度小于0.1mm。其中磨平是将棒状的不锈钢丝和不锈钢套管表面打磨光滑平整无毛刺。

[0031] 部件2,环电极2。环绕芯电极5外周的金属电极,由铂、金、钛、铱、钨等贵金属材料制成,在施加脑深部电刺激时作为刺激负极。环电极2与芯电极5之间由部件3绝缘,不发生电气连接。

[0032] 本优选实例中,环电极2以外径0.4mm的304医用不锈钢管制成,输出端磨平,距输出端2mm范围内镀氮化钛涂层。

[0033] 部件3,绝缘层3。位于芯电极5与环电极2之间,隔绝两电极的直接电气连接。

[0034] 本优选实例中,绝缘层3选用特氟龙材料。

[0035] 部件4,光纤4。一组1~3根带绝缘保护层的光学纤维,位于环电极2外周,呈对称位置或品字形位置排列,用于光信号的输入和输出。

[0036] 体外光电检测器件如包含分光镜可以将入射光与发射光分离时,仅使用1根光纤4同时作为输入和输出光纤即可。

[0037] 本优选实例中,选用3根光纤4,呈品字形方式排列在环电极2外侧。其中一根光纤4将660nm红光导入脑深部核团组织,另一根光纤4将940nm红外光导入脑深部组织,均作为输入光纤;第三根光纤4将经组织反射携带血氧信息的红光、红外光导出至体外光电检测器件,作为输出光纤。

[0038] 优选地,所述脑深部核团局部血氧饱和度由波长分别为 $\lambda_1$ 的红光和 $\lambda_2$ 的红外光双波长光电容积波传感器检测,由公式(1)、(2)、(3)描述:

$$[0039] \quad S_pO_2 = \alpha - \beta R \quad (1)$$

$$[0040] \quad S_pO_2 = \alpha - \beta R - \gamma R^2 \quad (2)$$

[0041]

$$R = \frac{I_{AC}^{\lambda_1}/I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2}/I_{DC}^{\lambda_2}} \quad (3)$$

[0042] 其中,  $I_{AC}^{\lambda_1}$ 、 $I_{AC}^{\lambda_2}$ 分别为检测到的经脑组织反射的红光、红外光强度的交流分量,

$I_{DC}^{\lambda_1}$ 、 $I_{DC}^{\lambda_2}$ 分别为检测到的经脑组织反射的红光、红外光强度的直流分量。因此,在一个心搏间期内获得了红光和红外光强度的直流和交流分量时,就可以计算出R值,进而计算出该心搏周期内的脑深部核团局部血氧饱和度;本优选实例中 $\lambda_1$ 和 $\lambda_2$ 分别取660nm和940nm。

[0043]  $\alpha$ 、 $\beta$ 以及 $\gamma$ 分别为经验值,通过定标来确定。公式(1)为血氧饱和度与R值的一阶线

性关系,在一阶关系不能满足线性度要求时,可以采用二阶公式(2)来描述。

[0044] 部件5,套管1。位于光学纤维外周,绝缘并保护环状电极不受体液腐蚀。

[0045] 优选地,套管1选用特氟龙材料热缩管。装配时使用外部热源加热,收缩于环电极2与光纤4外侧。

[0046] 本发明提供一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极,将金属刺激电极与光学纤维组合在一起,通过啮齿类小动物颅骨穿入脑深部核团组织,在金属刺激电极施加电刺激脉冲工作的同时,通过两根光学纤维将660nm、940nm波长的红光、红外光分别导入脑深部核团组织,经局部脑深部核团组织反射、携带受电刺激激活状态下的血氧信息后经第三根光学纤维拾取,送往体外检测装置检测局部血氧水平。从而可在常规环境下对啮齿类小动物脑深部核团进行电刺激的同时检测脑深部核团局部脑血氧水平变化。本发明既省去了昂贵的小动物磁共振成像设备,又避免了金属电极在磁共振射频场条件下对脑组织的热损伤,可以直接应用于清醒、运动状态下的啮齿类动物,提高了脑深部核团的局部血氧水平分布空间分辨率,可为脑科学研究提供了一种电学与光学相结合的低成本、高效代谢活动在活动体内的研究工具。

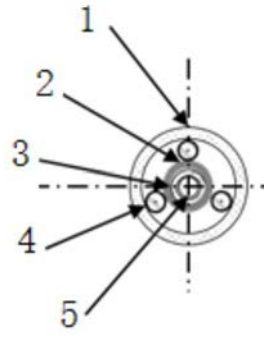


图1

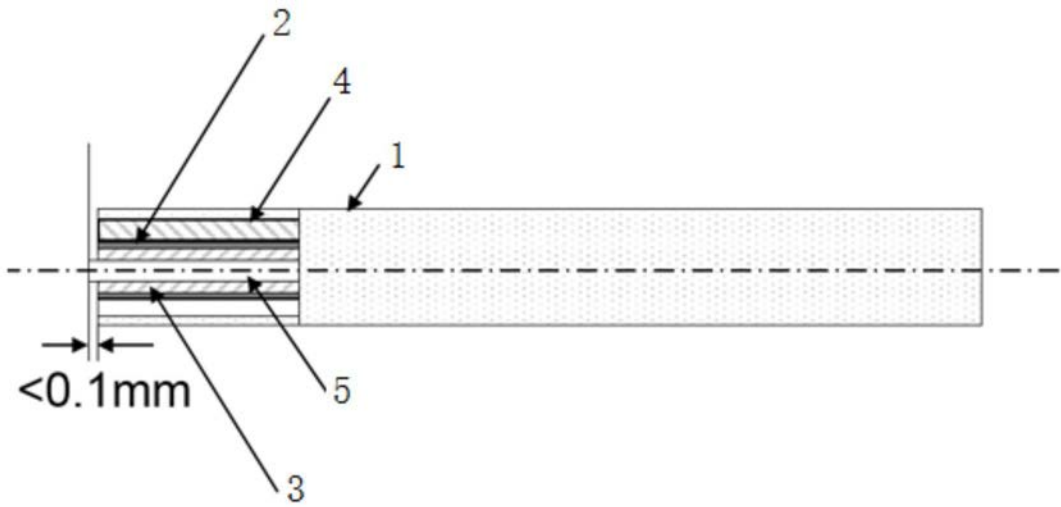


图2

专利名称(译)	一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极		
公开(公告)号	<a href="#">CN109758161A</a>	公开(公告)日	2019-05-17
申请号	CN201910092928.X	申请日	2019-01-30
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	陈翔 王勇 翟映川 李津 张辉 金华 朱可		
发明人	陈翔 王勇 翟映川 李津 张辉 金华 朱可		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/1459 A61B5/00 A61B5/05		
代理人(译)	徐文权		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及生物医学工程领域，具体为一种可检测脑深部核团血氧水平的脑深部刺激电极，包括环电极，沿环电极轴线设置的芯电极，设置在环电极和芯电极之间的绝缘层，设置在环电极外部的套管，以及设置在环电极和套管之间的光纤；所述环电极和光纤的输出端平齐设置，芯电极输出端伸出环电极输出端设置。本发明通过将用于刺激电极的芯电极和环电极对，以及用于光信号传输采集的光纤巧妙的设为一体，通过绝缘层实现隔离和绝缘，从而以有创性为代价，换取在啮齿类小动物脑深部核团进行脑深部电刺激时同步观察、记录脑深部核团局部血氧饱和度变化的能力，能够作为低成本的脑组织代谢活动在体研究工具，满足一般研究机构对脑血氧代谢等脑科学研究需求。

