



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105559778 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 11

(21) 申请号 201610074837. X

(22) 申请日 2016. 02. 02

(71) 申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路 800 号

(72) 发明人 刘景全 彭慧玲 杨斌 陈翔

杨春生

(74) 专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限公司 31236

代理人 徐红银 郭国中

(51) Int. Cl.

A61B 5/0478(2006. 01)

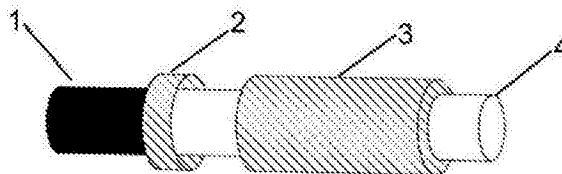
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54) 发明名称

一种用于长期脑电信号采集的脑电极及其制备方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于长期脑电信号采集的脑电极及其制备方法,包括:电极主体,所述电极主体的一端部为导电聚合物修饰过的电极点,所述电极主体的另一端部为电极与测量仪器的接口,所述电极点、所述接口之间依次设置电极固定辅助结构、电极绝缘层,且电极固定辅助结构、电极绝缘层相对于所述电极点、所述接口凸出所述电极主体。本发明是利用现有微创技术将微电极植入头皮中,实现对脑电信号的长期采集,此电极能精确的采集脑电信号,减少外部噪声的影响。而且能大大的提高脑电采集的空间分辨率。



1. 一种用于长期脑电信号采集的脑电极,包括:电极主体,其特征在于,所述电极主体的一端部为导电聚合物修饰过的电极点,所述电极主体的另一端部为电极与测量仪器的接口,所述电极点、所述接口之间依次设置电极固定辅助结构、电极绝缘层,且电极固定辅助结构、电极绝缘层相对于所述电极点、所述接口凸出所述电极主体。

2. 根据权利要求1所述脑电极,其特征在于,所述电极材料是生物兼容性导电材料,所述生物兼容性导电材料为铂、金或铂黑。

3. 根据权利要求1所述脑电极,其特征在于,所述导电聚合物是生物兼容性材料,所述电极点上导电聚合物的厚度为10nm-5 μ m。

4. 根据权利要求3所述脑电极,其特征在于,所述生物兼容性材料为PEDOT:PSS或PEDOT/pTS。

5. 根据权利要求3所述脑电极,其特征在于,所述导电聚合物修饰,修饰方法采用电化学沉积。

6. 根据权利要求1所述脑电极,其特征在于,所述电极绝缘层,材料为Parylene或Polyimide。

7. 根据权利要求6所述脑电极,其特征在于,所述电极绝缘层,厚度为100nm-10 μ m。

8. 根据权利要求1-7任一项所述脑电极,其特征在于,所述电极点长度为0.1-5mm,所述电极固定辅助结构长度为50-200 μ m,所述接口长度为0.1-3cm。

9. 根据权利要求1-7任一项所述脑电极,其特征在于,所述脑电极的总长度为0.5cm-10cm;所述脑电极的直径为10-200 μ m。

10. 一种权利要求1-9任一项所述脑电极的制备方法,所述方法采用微加工工艺,其特征在于,具体步骤如下:

步骤1:清洗生物兼容性导电材料;

步骤2:在生物兼容性导电材料表面沉积生物性兼容的绝缘材料;

步骤3:用等离子刻蚀,露出电极点和电极的接口、电极固定辅助结构;

步骤4:电极点表面进行导电聚合物修饰,得到用于长期脑电信号采集的脑电极。

一种用于长期脑电信号采集的脑电极及其制备方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗和生物研究领域的采集脑电信号的电极,具体地说,涉及的是一种用于长期脑电信号采集的脑电极和植入式的脑电极。

背景技术

[0002] 脑电信号在医疗诊断和科学研究上有广泛应用。目前常用银氯化银(Ag/AgCl)电极采集脑电信号。这种电极需要配合导电胶使用。但是导电胶容易脱水变干,导致电极皮肤阻抗增大,造成脑电信号的衰减。对于使用者来说,采集完成后,需要清洗头发,这也是不方便的。由于电极中导电胶的泄露,相邻电极会短路。这就限定了采集脑电的空间分辨率。

[0003] 经对现有技术文献的检索发现,Elena Forvi等在《Sensors and Actuators A: Physical》(2012)177-186撰文“Preliminary technological assessment of microneedles-based dry electrodes for biopotential monitoring in clinical examinations”(“用于临床检测中的生物电极采集的微针干电极的初步技术评估”《传感器和执行器A:物理》),该文中提出了一种微针电极,这种电极避免了使用导电胶带来的缺点。微针电极通电极上的微针刺穿皮肤的角质层和表皮层接触来降低电极皮肤的阻抗。这种电极能有效的采集到脑电信号,但只能采集到没有毛发部位的脑电(例如:额头)。

发明内容

[0004] 针对现有技术的不足,本发明的目的在于提出一种植入式的脑电采集电极及其制备方法,使用这种电极采集脑电,不需要导电胶,能用于有毛发的地方,而且还能提高脑电信号的空间分辨率。

[0005] 根据本发明的一个方面,提供一种用于长期脑电信号采集的脑电极,包括:电极主体,所述电极主体的一端部为导电聚合物修饰过的电极点,所述电极主体的另一端部为电极与测量仪器的接口,所述电极点、所述接口之间依次设置电极固定辅助结构、电极绝缘层,且电极固定辅助结构、电极绝缘层相对于所述电极点、所述接口凸出所述电极主体。

[0006] 进一步的,所述电极点,经过导电聚合物修饰,且该导电聚合物是生物兼容性材料,优选如:PEDOT:PSS,PEDOT/pTS。所述修饰的方法包括但不限于电化学沉积。

[0007] 进一步的,所述电极点上导电聚合物的厚度为10nm-5 μ m。

[0008] 进一步的,所述电极的材料是生物兼容性导电材料,优选如:铂,金,铂黑。

[0009] 进一步的,所述电极点的直径为:10-200 μ m。

[0010] 进一步的,所述电极点长度为0.1-5mm。

[0011] 进一步的,所述电极固定辅助结构,长度为50-200 μ m。

[0012] 进一步的,所述电极绝缘层为生物性兼容材料,优选如:Parylene,Polyimide。

[0013] 所述电极绝缘层的厚度为100nm-10 μ m。

[0014] 所述电极的接口长度为0.1-3cm。

[0015] 进一步的,所述电极主体的总长度为0.5cm-10cm。

[0016] 本发明上述的各个尺寸选择具有较大影响,各部分相互之间的参数匹配才能是本发明达到最好效果。当电极点的尺寸太小,不利于采集到高质量的脑电信号;若电极尺寸太大,电极的绝缘层太厚,在电极植入皮肤的过程中造成较大的伤口;电极的绝缘层太薄,不利于电极的长期使用;电极上适当厚度的导电聚合物有利增强电极的电化学性能。适当长度的电极固定辅助结构,有利于电极长期稳定的植入皮肤中。

[0017] 根据本发明的第二方面,提供一种用于长期脑电信号采集的脑电极的制备方法,所述方法采用微加工工艺,具体步骤如下:

[0018] 步骤1:清洗生物兼容性导电材料;

[0019] 步骤2:在生物兼容性导电材料表面沉积生物性兼容的绝缘材料;

[0020] 步骤3:用等离子刻蚀,露出电极点和电极的接口、电极固定辅助结构;

[0021] 步骤4:电极点表面进行导电聚合物修饰,得到用于长期脑电信号采集的脑电极。

[0022] 与现有技术相比较,本发明具有如下有益效果:

[0023] 本发明的电极制备工艺简单,制备的电极可适用于长期采集脑电信号,并且能增加脑电信号的空间分辨率。本发明的电极制备工艺中采用等离子刻蚀,该方法可以精确控制电极点的长度和电极固定辅助结构的位置和长度。

[0024] 本发明所述电极使用时利用微创手术植入皮肤的表皮层,优势在于可用于长期对脑电采集,电极直接和真皮层或组织接触,降低了皮肤角质层高阻抗的影响,提高了信号的精度,并且提高了脑电的空间分辨率。经过导电聚合物修饰后的电极点,不仅具有优秀的电化学性能,而且电极表面的面积增大,进一步降低了电极的接触阻抗。电极上具有电极固定辅助结构,有利于电极长期牢固地植入皮肤中。

附图说明

[0025] 通过阅读参照以下附图对非限制性实施例所作的详细描述,本发明的其它特征、目的和优点将会变得更明显:

[0026] 图1是本发明一实施例电极的结构示意图;

[0027] 图2本发明一实施例电极植入皮肤的剖面示意图;

[0028] 图3本发明一实施例电极的制备过程示意图;

[0029] 图中:电极点1,电极固定辅助点2,电极绝缘层3,电极与测量仪器的接口4,皮肤5,皮肤的组织6,整个电极7。

具体实施方式

[0030] 下面结合附图对本发明的实施例作详细说明:本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施,给出了详细的实施方式和具体的操作过程,但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

[0031] 如图1所示,一种用于长期脑电信号采集的脑电极,包括:电极主体,电极主体上设有导电聚合物修饰过的电极点1,电极固定辅助点2,电极的绝缘层3,电极与测量仪器的接口4。

[0032] 所述电极主体的一端部为导电聚合物修饰过的电极点1,所述电极主体的另一端

部为电极与测量仪器的接口4,所述电极点1、所述接口4之间依次设置电极固定辅助点2、电极绝缘层3,且电极固定辅助点2、电极绝缘层3相对于所述电极点1、所述接口4凸出所述电极主体1。

[0033] 本实施例中,所述电极点,经过导电聚合物修饰,且该导电聚合物优选PEDOT:PSS, PEDOT/pTS。导电聚合物的厚度为10nm-5 μ m。

[0034] 本实施例中,所述电极点的材料优选铂,金,铂黑。

[0035] 本实施例中,所述电极绝缘层的材料优选Parylene, Polyimide。

[0036] 本实施例中,所述电极点长度为0.1-5mm,所述电极固定辅助结构长度为50-200 μ m,所述接口长度为0.1-3cm,所述脑电极的总长度为0.5cm-10cm;所述脑电极的直径为10-200 μ m。

[0037] 如图2所示,上述整个电极7使用时,可以通过微创手术植入皮肤5和组织6中,电极点1用于测量信号,电极固定辅助结构2因为直径大于电极点1,有利于电极长期牢固地植入皮肤中。电极直接和真皮层或组织接触,降低了皮肤角质层高阻抗的影响,提高了信号的精度,并且提高了脑电的空间分辨率。

[0038] 如图1-2所示,在一优选实施例中,所述电极主体为圆柱体,圆柱体的两端分别为电极点1、电极与测量仪器的接口4,电极点1、电极与测量仪器的接口4也为圆柱体,电极点1、电极与测量仪器的接口4之间设置的电极主体上设有电极固定辅助点2、电极绝缘层3,电极固定辅助点2、电极绝缘层3是围绕电极主体一周设置的圆柱体,且直径大于电极点1、电极与测量仪器的接口4,电极固定辅助点2、电极绝缘层3之间有一距离。

[0039] 如图3所示,在一实施例中,上述用于长期脑电信号采集的脑电极的制备如下:

[0040] 1)取直径100 μ m、长5cm的铂丝,分别通过丙酮、酒精、去离子水超声清洗;铂丝干燥后,如图3中a所示。

[0041] 2)在铂丝表面沉积10 μ m厚的Parylene作为电极绝缘层3,如图3中b所示。切掉铂丝两端,如图3中c所示。

[0042] 3)用等离子刻蚀,露出电极的电极点和外部接口4,以及形成电极固定辅助结构2,如图3中d所示。

[0043] 4)用电化学沉积的方法在电极点上生成导电聚合物PEDOT/pTS,形成最终的电极点1,如图3中e所示。

[0044] 如图3所示,在另一实施例中,上述用于长期脑电信号采集的脑电极的制备如下:

[0045] 1)取直径200 μ m、长10cm的金丝,分别通过丙酮、酒精、去离子水超声清洗;金丝干燥后,如图3中a所示。

[0046] 2)在金丝表面沉积5 μ m厚的Polyimide作为电极绝缘层3,如图3中b所示。切掉金丝两端,如图3中c所示。电极绝缘层的厚度为100nm-10 μ m。

[0047] 3)用等离子刻蚀,露出电极的电极点和外部接口4,以及形成电极固定辅助结构2,如图3中d所示。电极固定辅助结构长度为50-200 μ m,电极点长度为0.1-5mm。

[0048] 4)用电化学沉积的方法在电极点上生成导电聚合物PEDOT:PSS,形成最终的电极点1,如图3中e所示。

[0049] 如图3所示,在另一实施例中,上述用于长期脑电信号采集的脑电极的制备如下:

[0050] 1)取直径20 μ m、长5cm的铂黑,分别通过丙酮、酒精、去离子水超声清洗;铂黑干燥

后,如图3中a所示。

[0051] 2)在铂黑表面沉积 $5\mu\text{m}$ 厚的Polyimide作为电极绝缘层3,如图3中b所示。切掉铂黑两端,如图3中c所示。电极绝缘层的厚度为 100nm – $10\mu\text{m}$ 。

[0052] 3)用等离子刻蚀,露出电极的电极点和外部接口4,以及形成电极固定辅助结构2,如图3中d所示。电极固定辅助结构长度为 50 – $200\mu\text{m}$,电极点长度为 0.1 – 5mm 。

[0053] 4)用电化学沉积的方法在电极点上生成导电聚合物PEDOT:PSS,形成最终的电极点1,如图3中e所示。

[0054] 本发明的电极制备工艺简单,制备的电极可适用于长期采集脑电信号,并且能增加脑电信号的空间分辨率。本发明是利用现有微创技术将微电极植入头皮中,实现对脑电信号的长期采集,此电极能精确的采集脑电信号,减少外部噪声的影响。而且能大大的提高脑电采集的空间分辨率。

[0055] 尽管本发明的内容已经通过上述优选实施例作了详细介绍,但应当认识到上述的描述不应被认为是对本发明的限制。在本领域技术人员阅读了上述内容后,对于本发明的多种修改和替代都将是显而易见的。因此,本发明的保护范围应由所附的权利要求来限定。

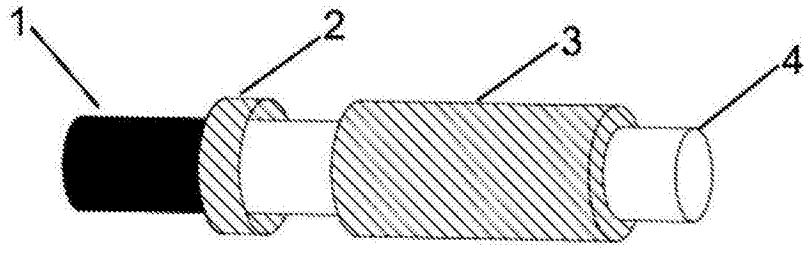


图1

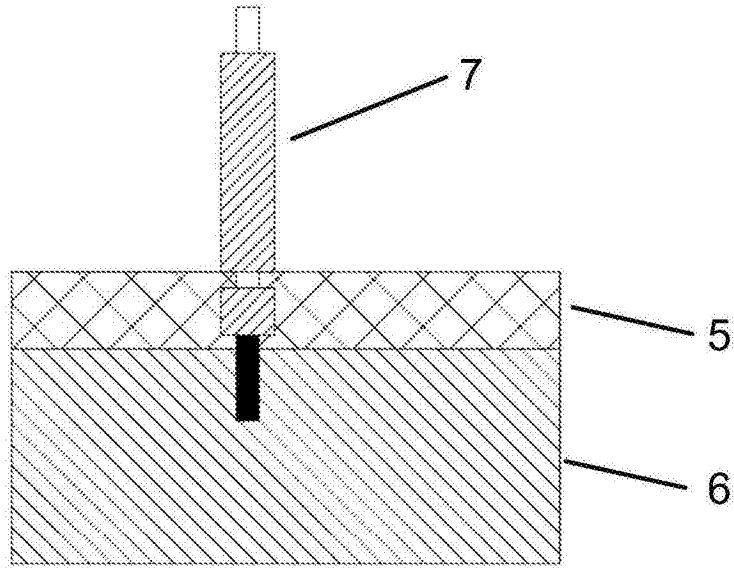


图2

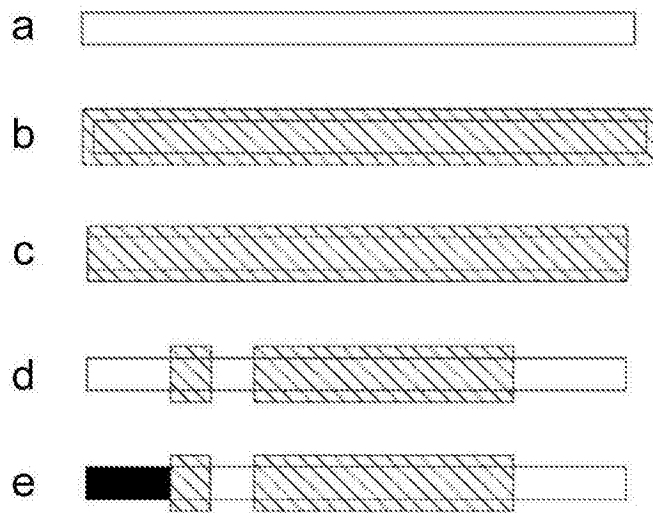


图3