



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110301909 A

(43)申请公布日 2019.10.08

(21)申请号 201910664214.1

(22)申请日 2019.07.23

(71)申请人 广西师范大学

地址 541004 广西壮族自治区桂林市育才
路15号

(72)发明人 彭慧玲 毛沛楠 王红强 李全福
汪海船 吕宏伟

(74)专利代理机构 上海恒慧知识产权代理事务
所(特殊普通合伙) 31317

代理人 徐红银 赵楠

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

B82Y 30/00(2011.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种抗干扰柔性生物电干电极及其制备方法

(57)摘要

本发明提供了一种抗干扰柔性生物电干电极及其制备方法,包括:电极传感层、绝缘层、屏蔽层、电极支撑层;其中,电极支撑层的上方设有一层屏蔽层;屏蔽层设有用于固定屏蔽层导线的第一连接点;屏蔽层的上方设有一层绝缘层;绝缘层上方设有一层电极传感层;电极传感层设有用于固定电极导线的第二连接点。本发明从抗干扰和降低电极和皮肤的接触阻抗两方面提高了电极记录生物电信号的信噪比。



1. 一种抗干扰柔性生物电干电极, 其特征在于, 包括: 电极传感层、绝缘层、屏蔽层、电极支撑层;

其中, 所述电极支撑层的上方设有一层所述屏蔽层; 所述屏蔽层设有用于固定屏蔽层导线的第一连接点;

所述屏蔽层的上方设有一层所述绝缘层;

所述绝缘层上方设有一层所述电极传感层;

所述电极传感层设有用于固定电极导线的第二连接点。

2. 根据权利要求1所述的一种抗干扰柔性生物电干电极, 其特征在于, 所述屏蔽层由聚酰亚胺和导电纳米材料复合而成的聚酰亚胺导电复合材料层。

3. 根据权利要求2所述的一种抗干扰柔性生物电干电极, 其特征在于, 所述导电纳米材料为碳纳米管、石墨烯、银纳米线或金纳米线中任意一种。

4. 根据权利要求1所述的一种抗干扰柔性生物电干电极, 其特征在于, 所述电极传感层具有凸起的微型结构阵列, 所述凸起的微型结构阵列为金字塔型, 圆柱型或方柱型阵列。

5. 根据权利要求1-4中任一项所述的一种抗干扰柔性生物电干电极, 其特征在于, 所述屏蔽层的厚度为0.1-10 μm 。

6. 根据权利要求1-4中任一项所述的一种抗干扰柔性生物电干电极, 其特征在于, 所述电极支撑层的厚度为1 μm -100 μm 。

7. 根据权利要求1-4中任一项所述的一种抗干扰柔性生物电干电极, 其特征在于, 具有以下一种或多种特征:

所述电极传感层为生物兼容性金属, 所述生物兼容性金属为Pt、Au或Ti中任意一种;

所述绝缘层为聚酰亚胺薄膜。

8. 根据权利要求1-4中任一项所述的一种抗干扰柔性生物电干电极, 其特征在于, 所述电极支撑层为柔性聚合物薄膜, 所述柔性聚合物薄膜为聚对二甲苯C型薄膜、聚酰亚胺薄膜或聚二甲基硅氧烷薄膜中任意一种。

9. 一种权利要求1-8任一项所述抗干扰柔性生物电干电极的制备方法, 其特征在于, 所述方法包括:

步骤一、在基底上旋涂光刻胶, 曝光, 显影, 图形化光刻胶层;

步骤二、刻蚀所述基底, 得到微结构阵列;

步骤三、在刻蚀后的所述基底上旋涂聚酰亚胺预聚物溶液, 固化所述聚酰亚胺预聚物形成所述聚酰亚胺薄膜, 形成绝缘层, 在所述绝缘层的下表面形成微结构阵列;

步骤四、在所述绝缘层的上表面上制备一层屏蔽层;

步骤五、在所述屏蔽层的上表面上制备一层柔性聚合物薄膜, 作为电极支撑层;

步骤六、在所述电极支撑层上旋涂光刻胶, 曝光, 显影, 图形化光刻胶层;

步骤七、刻蚀未被光刻胶覆盖的所述电极支撑层, 露出所述屏蔽层;

步骤八、在所述屏蔽层上溅射金属, 在所述屏蔽层形成用于固定屏蔽层导线的第一连接点;

步骤九、去掉光刻胶, 从所述基底取下器件, 在所述绝缘层的下表面上溅射一层生物兼容性金属, 形成具有微结构阵列的电极传感层和用于固定电极导线的第二连接点。

10. 根据权利要求9所述的一种抗干扰柔性生物电干电极的制备方法, 其特征在于: 所

述方法还包括：制备由聚酰亚胺和导电纳米材料复合而成的聚酰亚胺导电复合材料层即屏蔽层，在所述聚酰亚胺预聚物溶液中加入导电纳米材料填料，得到所述聚酰亚胺导电复合材料；

在步骤四中，在所述绝缘层的上表面上旋涂一层所述聚酰亚胺导电复合材料，固化所述聚酰亚胺导电复合材料，在所述绝缘层的上表面上形成所述屏蔽层。

一种抗干扰柔性生物电干电极及其制备方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域的电极,具体地,涉及一种抗干扰柔性生物电干电极及其制备方法。

背景技术

[0002] 常用于疾病的诊断和健康状况的监测的生物电信号有:心电、脑电、肌电和眼电信号。随着电子科学技术的发展,使得随时随地记录生物电信号变得可能。但通常用于记录生物电信号的是湿电极。湿电极需要配合导电一起使用,但随着时间的增长导电胶脱水,导致电极皮肤的接触阻抗增大,从而引起电极记录的生物电信号失真。因此湿电极不能长期记录生物电。而干电极不需要导电胶,可以用于长期记录生物电信号。干电极记录生物电信号的原理是:干电极与皮肤形成一个小电容,将以离子电流形式存在人体内的生物电转化为位移电流输入记录设备中。但生物电信号的频率低(心电、脑电和眼电信号频率范围:0-100Hz,肌电信号频率范围:20-8000Hz),幅值低(5 μ V-5mV),因此容易受到电磁信号和外界的干扰,目前的干电极普遍存在记录信号质量低的问题。

[0003] 经检索发现,公布号为CN107411735A的中国专利,公开了一种生物电信号柔性干式电极及其制备方法,包括柔性干式电极本体和电联接件,其中柔性干式电极entity采用柔性导电复合材料,柔性导电复合材料的基材为导电橡胶或导电硅胶,填料为碳系导电填料或金属系导电填料中的一种或多种。但是,上述专利存在体积大,使用不便;电极的导电性能低,记录的生物电信号质量差等问题。

[0004] 经检索发现,公布号为CN103271736A的中国专利,公开了一种柔性电容心电干电极及其加工方法,所述电极依次包括传感器层、绝缘层、第一屏蔽层和第二屏蔽层。但是,上述专利存在以下不足:柔性度低,电极面积大,因此电极与皮肤接触不稳定从而导致采集的信号信噪比低。

发明内容

[0005] 针对现有技术中的缺陷,本发明的目的是提供一种抗干扰柔性生物电干电极及其制备方法。

[0006] 根据本发明第一个方面,提供一种抗干扰柔性生物电干电极,包括:电极传感层、绝缘层、屏蔽层、电极支撑层;

[0007] 其中,所述电极支撑层的上方设有一层所述屏蔽层;所述屏蔽层设有用于固定屏蔽层导线的第一连接点;

[0008] 所述屏蔽层的上方设有一层所述绝缘层;

[0009] 所述绝缘层上方设有一层所述电极传感层;

[0010] 所述电极传感层设有用于固定电极导线的第二连接点。

[0011] 进一步,所述屏蔽层由聚酰亚胺和导电纳米材料复合而成的聚酰亚胺导电复合材料层。

[0012] 优选地,所述导电纳米材料为碳纳米管、石墨烯、银纳米线或金纳米线中任意一种。

[0013] 优选地,所述电极传感层具有凸起的微型结构阵列,所述凸起的微型结构阵列为金字塔型,圆柱型或方柱型阵列。

[0014] 优选地,所述屏蔽层的厚度为0.1-10 μm 。

[0015] 优选地,所述电极支撑层的厚度为1 μm -100 μm 。

[0016] 优选地,所述电极传感层为生物兼容性金属,所述生物兼容性金属为Pt、Au或Ti中任意一种。

[0017] 优选地,所述绝缘层为聚酰亚胺薄膜。

[0018] 优选地,所述电极支撑层为柔性聚合物薄膜,所述柔性聚合物薄膜为聚对二甲苯C型薄膜、聚酰亚胺薄膜或聚二甲基硅氧烷薄膜中任意一种。

[0019] 本发明第二个方面,提供了一种抗干扰柔性生物电干电极的制备方法,所述方法包括:

[0020] 步骤一、在基底上旋涂光刻胶,曝光,显影,图形化光刻胶层;

[0021] 步骤二、刻蚀所述基底,得到微结构阵列;

[0022] 步骤三、在刻蚀后的所述基底上旋涂聚酰亚胺预聚物溶液,固化所述聚酰亚胺预聚物形成所述聚酰亚胺膜,形成绝缘层,在所述绝缘层的下表面形成微结构阵列;

[0023] 步骤四、在所述绝缘层的上表面上制备一层屏蔽层;

[0024] 步骤五、在所述屏蔽层的上表面上制备一层柔性聚合物薄膜,作为电极支撑层;

[0025] 步骤六、在所述电极支撑层上旋涂光刻胶,曝光,显影,图形化光刻胶层;

[0026] 步骤七、刻蚀未被光刻胶覆盖的所述电极支撑层,露出所述屏蔽层;

[0027] 步骤八、在所述屏蔽层上溅射金属,在所述屏蔽层形成用于固定屏蔽层导线的第一连接点;

[0028] 步骤九、去掉光刻胶,从所述基底取下器件,在所述绝缘层的下表面上溅射一层生物兼容性金属,形成具有微结构阵列的电极传感层和用于固定电极导线的第二连接点。

[0029] 进一步,所述方法还包括:制备由聚酰亚胺和导电纳米材料复合而成的聚酰亚胺导电复合材料层即屏蔽层,在所述聚酰亚胺预聚物溶液中加入导电纳米材料填料,得到所述聚酰亚胺导电复合材料;

[0030] 在步骤四中,在所述绝缘层的上表面上旋涂一层所述聚酰亚胺导电复合材料,固化所述聚酰亚胺导电复合材料,在所述绝缘层的上表面上形成所述屏蔽层。

[0031] 与现有技术相比,本发明具有如下至少一种的有益效果:

[0032] 1、本发明上述结构中设置屏蔽层,能降低外界电磁噪声的干扰,提高记录信号的质量。

[0033] 2、进一步,本发明中屏蔽层由PI和导电纳米材料复合而成的导电复合材料层,在PI中加入导电填料,通过调控导电填料的含量和填料在PI中的掺杂方法,可以调整PI复合材料的导电性能。因此,可以利用PI复合材料作为电极的屏蔽层。

[0034] 3、进一步,本发明中绝缘层采用PI,PI是一种聚合物,具有良好的绝缘性且与金属具有良好的结合力,容易进行微加工。因此,可以在PI上溅射金属,形成具有微结构阵列的电极传感层,可以进一步增大了电极的表面积,有效的降低了电极和皮肤的接触阻抗,进一

步提高了记录信号的质量。

[0035] 4、本发明的上述结构中具有屏蔽层和微结构阵列,从抗干扰和降低电极和皮肤的接触阻抗两方面提高了电极记录生物电信号的信噪比,解决了干电极记录生物电信号容易受到电磁干扰而导致的信噪比低的问题。

[0036] 5、本发明上述制备方法采用微加工工艺制备,制备工艺简单。

[0037] 6、本发明的抗干扰柔性生物电干电极适用于长期的记录生物电信号。

附图说明

[0038] 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:

[0039] 图1是本发明一优选实施例的结构示意图;

[0040] 图2是图1的剖面示意图;

[0041] 图3是本发明一优选实施例的电极制备工艺流程图;

[0042] 图4是本发明一优选实施例的电极制备工艺流程图;

[0043] 图中标记分别表示为:电极传感层1、绝缘层2、屏蔽层3、电极支撑层4、第一连接点5、第二连接点6。

具体实施方式

[0044] 下面结合具体实施例对本发明进行详细说明。以下实施例将有助于本领域的技术人员进一步理解本发明,但不以任何形式限制本发明。应当指出的是,对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。

[0045] 参照图1-2所示,为一种抗干扰柔性生物电干电极的优选实施例结构示意图,图中包括:电极传感层1、绝缘层2、屏蔽层3、电极支撑层4、第一连接点5以及第二连接点6,其中,电极支撑层4的上方设有一层屏蔽层3;屏蔽层3设有用于固定屏蔽层导线的第二连接点6;屏蔽层3的上方设有一层绝缘层2;绝缘层2上方设有一层电极传感层1;电极传感层1设有用于固定电极导线的第二连接点6,电极导线与记录信号的设备连接,可记录生物电信号。

[0046] 在具体实施时,电极结构中电极可以为需要的任意形状;电极尺寸不受限制,可以根据实际情况进行调整。将电极应用于生物电信号记录时,将电极的电极传感层1的一面固定在皮肤上适当的位置;上述电极结构具有柔性能与皮肤紧密贴合,记录的生物电信号稳定,可以长期用于长期的记录生物电信号。

[0047] 在另一实施例中,上述电极传感层1具有凸起的微型结构阵列,凸起的微型结构阵列可以为金字塔型,圆柱型或方柱型阵列等,增大了电极的表面积,有效的降低了电极和皮肤的接触阻抗,进一步提高了记录信号的质量。微型结构阵列结构不同,电极的表面积不同。

[0048] 本实施例的进一步设置为,屏蔽层可以采用由PI和导电纳米材料复合而成的PI导电复合材料层。导电纳米材料为碳纳米管、石墨烯、银纳米线或金纳米线中任意一种。为了提高电极的柔性,电极的屏蔽层3不应过厚,屏蔽层3在0.1-10 μ m的厚度范围,电极的柔性效果最好。

[0049] 在其他优选实施例中,电极支撑层4可以为柔性聚合物薄膜,柔性聚合物薄膜可以采用聚对二甲苯C型薄膜、聚酰亚胺薄膜或聚二甲基硅氧烷薄膜中的任意一种。电极支撑层4不应过厚,电极支撑层4在 $1\mu\text{m}$ - $100\mu\text{m}$ 的厚度范围,使电极能紧密的贴合皮肤,减少运动伪迹的影响。

[0050] 在其他优选实施例中,电极传感层1为生物兼容性金属,生物兼容性金属可以采用Pt、Au或Ti中任意一种。

[0051] 在其他优选实施例中,绝缘层2可以为PI薄膜。PI是一种聚合物,具有良好的绝缘性且与金属具有良好的结合力,容易进行微加工。因此,可以在PI上溅射金属,形成具有微结构阵列的电极传感层,可以进一步增大了电极的表面积,有效的降低了电极和皮肤的接触阻抗,进一步提高了记录信号的质量。

[0052] 在一具体实施例中,提供了一种抗干扰柔性生物电干电极的制备流程图,具体步骤如下:

[0053] 在干电极的制备中还包括,预先完成PI、CNTs导电复合材料的制备,具体指在PI预聚物溶液中加入CNTs,超声分散,得到导电的PI、CNTs导电复合材料。

[0054] 步骤一、以硅片(Si)为基底,在硅基底上旋涂光刻胶(PR),曝光,显影,图形化光刻胶层。

[0055] 步骤二、刻蚀硅基底形成倒金字塔微结构阵列,除去光刻胶。

[0056] 步骤三、在刻蚀后的硅基底上旋涂PI预聚物溶液,加热固化PI预聚物溶液,形成绝缘层2,在绝缘层2的下表面形成金字塔型微结构阵列,金字塔高为 $50\mu\text{m}$,底部边长为 $20\mu\text{m}$ 。

[0057] 步骤四、在PI膜上即绝缘层的上表面上旋涂一层预先制备的PI、CNTs导电复合材料,加热固化PI、CNTs导电复合材料形成薄膜,形成屏蔽层3。

[0058] 步骤五、在PI、CNTs导电复合材料的薄膜的上表面上沉积 $5\mu\text{m}$ 厚的Parylene C(PC)薄膜,作为电极支撑层4。

[0059] 步骤六、在Parylene C薄膜上旋涂光刻胶,曝光,显影,图形化光刻胶层。

[0060] 步骤七、刻蚀未被光刻胶覆盖的Parylene C薄膜,露出屏蔽层。

[0061] 步骤八、在露出的屏蔽层上溅射 100nm 厚的Au,做为用于固定屏蔽层导线的第一连接点5。

[0062] 步骤九、除去光刻胶,从硅基底上取下整个电极,在PI膜层下表面上溅射 100nm 厚Au,形成具有金字塔微结构阵列的电极传感层1和用于固定电极导线的第二连接点6。

[0063] 在另一实施例中,参照图3所示,提供了一种抗干扰柔性生物电干电极的制备,可以按照以下步骤进行:

[0064] 在干电极的制备中还包括,预先完成PI、CNTs导电复合材料的制备,在PI预聚物溶液中加入CNTs,分散,得到导电的PI、CNTs导电复合材料。

[0065] 步骤一、以硅片(Si)为基底,在硅基底上旋涂光刻胶(PR),曝光,显影,图形化光刻胶层,参照图3中(a)所示。

[0066] 步骤二、刻蚀硅基底形成倒圆柱微结构阵列,除去光刻胶,参照图3中(b)所示。

[0067] 步骤三、在刻蚀后的硅基底上旋涂PI预聚物溶液,加热固化PI预聚物溶液,形成绝缘层2,在绝缘层2的下表面形成圆柱微结构阵列,圆柱高为 $50\mu\text{m}$,直径为 $20\mu\text{m}$,参照图3中(c)所示。

[0068] 步骤四、在PI膜上即绝缘层的上表面上旋涂一层 $0.5\mu\text{m}$ 预先制备的PI、CNTs导电复合材料,加热固化PI、CNTs导电复合材料形成薄膜,形成屏蔽层3,参照图3中(d)所示。

[0069] 步骤五、在PI、CNTs导电复合材料的薄膜的上表面上形成 $5\mu\text{m}$ 厚的PI薄膜,作为电极支撑层4,参照图3中(e)所示。

[0070] 步骤六、在PI薄膜上旋涂光刻胶,曝光,显影,图形化光刻胶层,参照图3中(f)所示。

[0071] 步骤七、刻蚀未被光刻胶覆盖的PI薄膜,露出屏蔽层,参照图3中(g)所示。

[0072] 步骤八、在露出的屏蔽层上溅射 100nm 厚的Au,作为用于固定屏蔽层导线的第一连接点5,参照图3中(h)所示。

[0073] 步骤九、除去光刻胶,从硅基底上取下整个电极,在绝缘层2的下表面上溅射 100nm 厚Au,形成具有圆柱微结构阵列电极传感层1和用于固定电极导线的第二连接点6,参照图3中(i)所示。

[0074] 参照图4所示,在另一实施例中,一种抗干扰柔性生物电干电极的制备可以按照以下步骤进行:

[0075] 在干电极的制备中还包括,预先完成PI、AgNWs导电复合材料的制备,具体指在PI预聚物溶液中加入银纳米线(AgNWs),分散,得到导电的PI、AgNWs导电复合材料。

[0076] 步骤一、以硅片(Si)为基底,在硅基底上旋涂光刻胶(PR),曝光,显影,图形化光刻胶层,参照图4中(a)所示。

[0077] 步骤二、刻蚀硅基底形成倒圆柱微结构阵列,除去光刻胶,参照图4中(b)所示。

[0078] 步骤三、在刻蚀后的硅基底上旋涂PI预聚物溶液,加热固化PI预聚物溶液,形成 $1\mu\text{m}$ 厚绝缘层2,在绝缘层2的下表面形成高度为 $40\mu\text{m}$,直径为 $20\mu\text{m}$ 圆柱微结构阵列,参照图4中(c)所示。

[0079] 步骤四、在PI膜上即绝缘层的上表面上旋涂一层 $50\mu\text{m}$ 预先制备的PI、AgNWs导电复合材料,加热固化PI、AgNWs导电复合材料形成薄膜,形成屏蔽层3,参照图3中(d)所示。

[0080] 步骤五、在PI、AgNWs导电复合材料的薄膜的上表面形成 $10\mu\text{m}$ 厚的PDMS薄膜,作为电极支撑层4,参照图4中(e)所示。

[0081] 步骤六、在PDMS薄膜上旋涂光刻胶,曝光,显影,图形化光刻胶层,参照图4中(f)所示。

[0082] 步骤七、刻蚀未被光刻胶覆盖的PDMS薄膜,露出屏蔽层,参照图4中(g)所示。

[0083] 步骤八、在露出的屏蔽层上溅射 100nm 厚的Au,做为用于固定屏蔽层导线的第一连接点5,参照图4中(h)所示。

[0084] 步骤九、除去光刻胶,从硅基底上取下整个电极,在PI膜层下表面上溅射 100nm 厚Au,形成具有圆柱微结构阵列的电极传感层1和用于固定电极导线的第二连接点6,参照图4中(i)所示。

[0085] 本发明上述实施例采用微加工工艺制备抗干扰柔性生物干电极,其优势在于PI具有良好的绝缘性能,与金属的结合力,容易进行微加工。通过在PI聚合物溶液中添加导电填料,进一步,调整PI的导电性能。本发明上述实施例的电极,具有屏蔽层和微结构阵列,从抗干扰和降低电极和皮肤的接触阻抗两方面提高了电极记录生物电信号的信噪比。并且本发明上述实施例的电极是柔性干电极,能长期稳定的记录生物电信号。

[0086] 以上对本发明的具体实施例进行了描述。需要理解的是,本发明并不局限于上述特定实施方式,本领域技术人员可以在权利要求的范围内做出各种变形或修改,这并不影响本发明的实质内容。

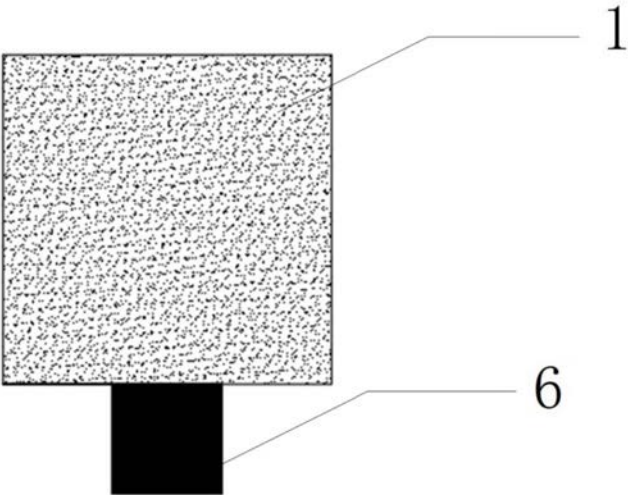


图1



图2

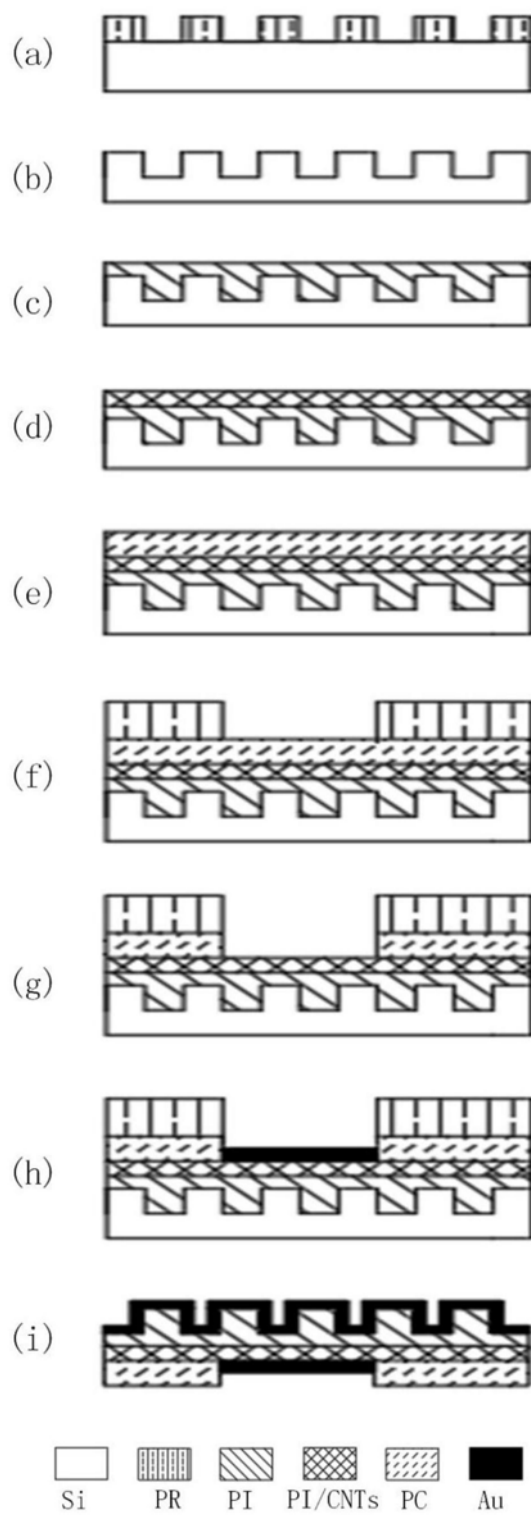


图3

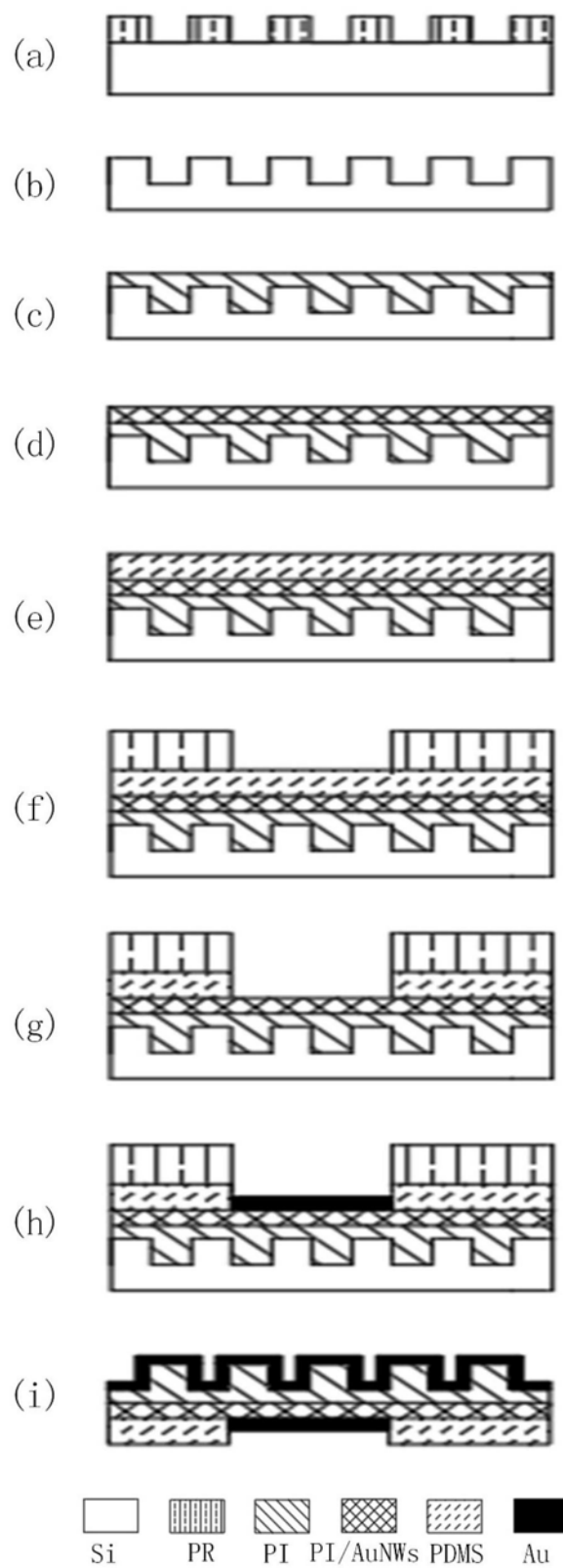


图4

专利名称(译)	一种抗干扰柔性生物电干电极及其制备方法		
公开(公告)号	CN110301909A	公开(公告)日	2019-10-08
申请号	CN201910664214.1	申请日	2019-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	广西师范大学		
申请(专利权)人(译)	广西师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	广西师范大学		
[标]发明人	彭慧玲 王红强 李全福 吕宏伟		
发明人	彭慧玲 毛沛楠 王红强 李全福 汪海船 吕宏伟		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00 B82Y30/00		
CPC分类号	A61B5/04 A61B5/6801 A61B2562/125 A61B2562/16 A61B2562/18 B82Y30/00		
代理人(译)	徐红银 赵楠		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种抗干扰柔性生物电干电极及其制备方法，包括：电极传感层、绝缘层、屏蔽层、电极支撑层；其中，电极支撑层的上方设有一层屏蔽层；屏蔽层设有用于固定屏蔽层导线的第一连接点；屏蔽层的上方设有一层绝缘层；绝缘层上方设有一层电极传感层；电极传感层设有用于固定电极导线的第二连接点。本发明从抗干扰和降低电极和皮肤的接触阻抗两方面提高了电极记录生物电信号的信噪比。

