



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107473175 B

(45)授权公告日 2019.09.06

(21)申请号 201710695756.6

A61B 5/04(2006.01)

(22)申请日 2017.08.15

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号

CN 101884530 A,2010.11.17,说明书第26-46段、附图1-8.

申请公布号 CN 107473175 A

CN 105496423 A,2016.04.20,说明书第11-61段.

(43)申请公布日 2017.12.15

(73)专利权人 薛宁

CN 101172184 A,2008.05.07,全文.

地址 116000 辽宁省大连市甘井子区凌工路2号

CN 103517667 A,2014.01.15,全文.

(72)发明人 薛宁 薛德林

CN 102507671 A,2012.06.20,全文.

(74)专利代理机构 沈阳科苑专利商标代理有限公司 21002

US 2015/0201855 A1,2015.07.23,全文.

JP 特开2008-229335 A,2008.10.02,全文.

代理人 许宗富 周秀梅

CN 103813828 A,2014.05.21,全文.

审查员 冷林霞

(51)Int.Cl.

B81B 1/00(2006.01)

B81C 1/00(2006.01)

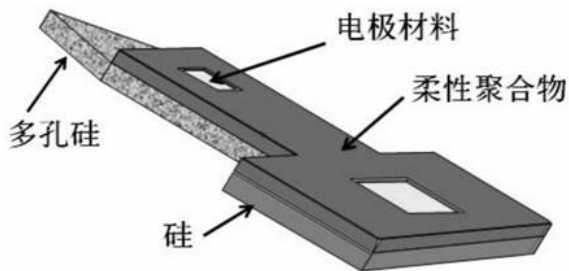
权利要求书2页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种基于多孔硅和聚合物的神经电极及其制作工艺和应用

(57)摘要

本发明公开了一种基于多孔硅和聚合物的神经电极及其制作工艺和应用,属于电学传感器技术领域。该神经电极包括衬底层和衬底层上面的结构层,所述结构层为柔性聚合物-电极材料层-柔性聚合物的三明治结构,其中:所述衬底层是由多孔硅衬底和硅衬底组成;所述结构层的上表面分别设有电极触点I和电极触点II;电极触点I用于脑信号记录触点,电极触点II与外引线键合后与脑外部神经信号采集装置相连接。该神经电极用于脑神经信号的监测,多孔硅部分插入脑组织后,在脑组织的弱碱性环境中,多孔硅生成可溶性物质。该神经电极具有体积小、多通道、低功耗、成本低、性能稳定性强等特点。



1. 一种基于多孔硅和聚合物的神经电极,其特征在于:该神经电极包括衬底层和衬底层上面的结构层,所述结构层为柔性聚合物-电极材料层-柔性聚合物的三明治结构,其中:所述衬底层是由多孔硅衬底和硅衬底组成;所述结构层的上表面分别开设孔I和孔II,孔I和孔II内分别沉积金属材料作为电极触点I和电极触点II;其中电极触点I用于脑信号记录触点,电极触点II与外引线键合后与脑外部神经信号采集装置相连接;

所述衬底层和结构层之间设置电学绝缘层,所述电学绝缘层为氧化硅或氮化硅层;所述硅衬底为高导电硅材料;所述多孔硅衬底的孔隙率为40-70%;

所述神经电极中,用于插入脑组织的部分以多孔硅为衬底,脑组织外部以硅为衬底的部分置于颅骨以下的位置;其中:用于插入脑组织的部分其端部为多孔硅;神经电极插入脑组织部分的宽度小于在脑组织外部的宽度。

2. 根据权利要求1所述的基于多孔硅和聚合物的神经电极,其特征在于:所述柔性聚合物-电极材料层-柔性聚合物的三明治结构包括上层柔性聚合物、电极材料层和下层柔性聚合物,电极材料层作为中间层,电极材料层的侧壁被柔性聚合物覆盖。

3. 根据权利要求1所述的基于多孔硅和聚合物的神经电极,其特征在于:所述神经电极中,所述柔性聚合物层为聚酰亚胺、聚对二甲苯或聚二甲基硅氧烷,所述电极材料层、电极触点I和电极触点II为金、铂、黑金、铂黑、铱、铱铂合金和导电碳纳米管中的一种或几种。

4. 根据权利要求1所述的基于多孔硅和聚合物的神经电极的制作工艺,其特征在于:所述神经电极采取MEMS技术制作,该工艺具体包括如下步骤:

(1) 在硅片表面依次沉积厚度0.1-0.3 μm 的氮化硅和厚度2-4 μm 的多晶硅作为隔离层;

(2) 通过光刻定义出电极区域中的多孔硅区域,然后采用干法离子刻蚀技术刻蚀至硅表面,刻蚀出电极区域;

(3) 通过电化学法在多孔硅区域制作出多孔硅,多孔硅的孔隙率40%-70%;

(4) 在多孔硅和硅衬底表面沉积氧化硅或氮化硅作为电学绝缘层,再在硅片上表面沉积柔性聚合物;

(5) 在柔性聚合物表面经光刻、刻蚀后,去除电极区域以外的柔性聚合物;再在电极区域的柔性聚合物上沉积电极材料层;在电极材料层上进行金属电极和引线的图形化,再沉积上层柔性聚合物;

(6) 在上层柔性聚合物上经光刻和刻蚀后,信号记录触点部分和引线点部分露出,其余的金属被柔性聚合物覆盖;

(7) 先通过光刻技术定义出硅片上的沟槽,再通过DRIE技术重新刻蚀电极器件的边缘部;最后进行硅片背面机械研磨加工使硅片减薄至所需的电极器件高度,即获得所述的基于多孔硅和聚合物的神经电极。

5. 根据权利要求4所述的基于多孔硅和聚合物的神经电极的制作工艺,其特征在于:步骤(1)中,先在硅片表面定义电极外框再沉积隔离层,具体过程为:首先,通过光刻和DRIE技术在硅片上刻蚀出深度大于电极厚度的沟槽用以定义电极芯片的外框,沟槽宽度为3-7 μm ;然后,采用LPCVD技术填充沟槽并在硅片表面依次沉积厚度0.1-0.3 μm 的氮化硅和2-4 μm 多晶硅层,且采用表面平整化工艺把器件表面磨平。

6. 根据权利要求4所述的基于多孔硅和聚合物的神经电极的制作工艺,其特征在于:步骤(3)中,所述多孔硅的制备采用阳极电化学腐蚀法,该方法以铂或石墨作为阳极,图形化

好的硅片作为阴极在HF溶液中进行电腐蚀;或者以铂和石墨分别作为阳极和阴极,而硅片悬空放置于两极板之间,在HF与乙醇的混合液中,电场的作用下实现电化学腐蚀;通过控制多孔硅的孔隙率调整多孔硅的机械强度。

7. 根据权利要求4所述的基于多孔硅和聚合物的神经电极的制作工艺,其特征在于:所述神经电极采取MEMS技术制作,该工艺过程为:先在硅衬底上制作柔性聚合物和金属的功能层,之后用氮化硅或者氧化硅作为钝化层保护器件及其他区域,开出刻蚀沟道;最后图形化多孔硅区域,并进行硅的电化学腐蚀生成多孔硅;由于多孔硅的生成具有各向同性,聚合物功能层下方的硅最终会被腐蚀到而形成多孔硅层;最后再进行硅片背面的机械研磨,至所需的器件厚度。

8. 根据权利要求1所述的基于多孔硅和聚合物的神经电极的应用,其特征在于:该神经电极用于脑神经信号的监测。

一种基于多孔硅和聚合物的神经电极及其制作工艺和应用

技术领域

[0001] 本发明涉及电学传感器技术领域,具体涉及一种基于多孔硅和聚合物的神经电极及其制作工艺和应用。

背景技术

[0002] 世界范围内数以千万的人由于神经、肌肉系统疾病丧失了部分或者全部的身体运动功能。中风、脊髓损伤、脑部外伤、多发性硬化症是引起神经性运动功能障碍的主要原因。中国和美国有超过五百万人因此类疾病而瘫痪,给病人、家人和社会造成了严重的身体和经济负担。例如在美国,由脊柱损伤引起直接治疗费用高达400亿美元。针对神经性运动功能障碍一种较有潜力的治疗方法是通过控制和获取脑部的神经信号,经过信号的模式识别后控制外端的假体或者肢体以人为的方式建立起大脑和周围肢体的控制通道。目前美国研究机构研发出一种用于人体试验的基于硅材料的大脑植入式人工电极,获取的中枢神经信号可以对人工假肢进行控制。世界范围内对神经科学和人机结合技术的重视程度与日俱增。在中国,中国自然科学基金委员会和国家科技部近年来投资了数亿元经费用于脑神经科学和人工假体的研究。2016年,美国投资45亿美元启动大脑计划(Brain Initiative)项目用于神经科学和脑科学领域的研究,旨在集结各方智慧,更好地理解人脑的工作原理以及人脑出现故障时如何解决。在欧洲,2013年欧盟投资100亿欧元用于今后十年的脑科学计划,希望更有效的更多的揭秘人脑功能。

[0003] 微机电系统(Microelectromechanical Systems, MEMS)制作的神经电极器件可用于神经信号的获取,其优点在于尺寸小、多信号通道,另外可以和信号处理电路实现高度集成。目前基于MEMS技术制作的硅基神经电极公司包括美国的NeuroNexus和Blackrock Microsystems公司。NeuroNexus公司基于硅平面加工工艺制作出各种长度的硅衬底二维神经电极。Blackrock Microsystems公司采用体硅和深刻蚀技术,制作出100个神经电极阵列,每一个神经探针上有一个信号采集通道。这些神经电极制作出针的形状,尺寸范围在10-100 μm 宽,0.5-10mm长,厚度小于100 μm 。这些神经电极探针有足够的机械强度插入大脑组织。在电极植入后,由于体内自身的呼吸和心跳的影响,植入电极和脑组织之间会产生微米级别的移动。同时由于电极植入后固定在头骨下方,头骨和大脑组织的微小移动也会导致植入电极的移动。硅的杨氏模量大约为170GPa,而脑组织的杨氏模量约为3KPa。当硅电极和大脑产生相对移动后,两者间的机械硬度的巨大差异会产生水平切力进而使脑组织受到伤害进而引起炎症反应。这种组织的炎症反应会产生胶质瘢痕,胶质瘢痕附着在电极上会增大电极的电学阻抗使获取的信号减弱。近年来,生物兼容性聚合物材料如聚酰亚胺、聚对二甲苯和聚二甲基硅氧烷(PDMS)被应用于柔性神经电极制作。这些物质的机械强度与脑相当,可以变形以与脑紧密接触,从而避免了因电极微小移动带来的脑损伤,电极的信噪比也因此而增加,有利于电极的长期植入并增强了稳定性。可是,由于柔性聚合物神经电极无法直接插入大脑组织,柔性电极常被用于周边神经电极使用。目前有的研究小组开发出辅助的方式使柔性电极植入大脑,如:柔性电极附着可溶性糖类增加其植入强度,金属针辅助柔

性电极插入大脑后金属针去除等。但是都有一些技术方面的问题,存在如生物兼容性和长期稳定性的问题,阻碍了这些方法的应用化。

发明内容

[0004] 为了克服现有神经电极存在的长期稳定性、生物兼容性和对脑组织损伤等问题,本发明的目的在于提供一种基于多孔硅和聚合物的神经电极及其制作工艺,所述神经电极中的多孔硅具有生物兼容性,其在脑组织中降解后,剩余的聚合物-金属-聚合物的功能层具有与脑组织相近的机械强度,不会因产生器件的微小移动而损伤脑组织,从而使该器件适合长期的脑神经信号的监测。

[0005] 为实现上述目的,本发明所采用的技术方案如下:

[0006] 一种基于多孔硅和聚合物的神经电极,包括衬底层和衬底层上面的结构层,所述结构层为柔性聚合物-电极材料层-柔性聚合物的三明治结构,其中:所述衬底层是由多孔硅衬底和硅衬底组成;所述结构层的上表面分别开设孔I和孔II,孔I和孔II的开设深度至电极材料漏出,孔I和孔II内分别沉积金属材料作为电极触点I和电极触点II;其中电极触点I用于脑信号记录触点,电极触点II与外引线键合后与脑外部神经信号采集装置相连接(孔I有多个电极触点I,相应的孔II的引线点也有很多个)。

[0007] 所述柔性聚合物-电极材料层-柔性聚合物的三明治结构是指电极材料层设置于上下两层柔性聚合物之间,电极材料层的侧壁被柔性聚合物覆盖。

[0008] 所述衬底层和结构层之间设置电学绝缘层,如氧化硅或氮化硅层。

[0009] 所述神经电极中,用于插入脑组织的部分以多孔硅为衬底,脑组织外部以硅为衬底的部分置于颅骨以下的位置;其中:用于插入脑组织的部分其端部为多孔硅;神经电极插入脑组织部分的宽度小于在脑组织外部的宽度。

[0010] 所述神经电极中,所述柔性聚合物层为聚酰亚胺、聚对二甲苯或聚二甲基硅氧烷(PDMS)等生物兼容性材料,所述电极材料层、电极触点I和电极触点II为金、铂、黑金、铂黑、铱、铱铂合金、导电碳纳米管中的一种或几种;所述硅衬底为高导电硅材料(电导率为 $0.001-0.01 \Omega \cdot \text{cm}$)。所述多孔硅衬底的孔隙率为40%-70%。

[0011] 本发明基于多孔硅和聚合物的神经电极的制作工艺,采取MEMS技术,可采用以下两种工艺进行制备,第一种工艺具体包括如下步骤:

[0012] (1) 在硅片表面依次沉积厚度 $0.1-0.3 \mu\text{m}$ 的氮化硅和 $2-4 \mu\text{m}$ 的多晶硅作为隔离层;

[0013] (2) 通过光刻定义出电极区域中的多孔硅区域,然后采用干法离子刻蚀技术(RIE)刻蚀至硅片表面,刻蚀出电极区域(包括多孔硅区域和硅衬底区域);

[0014] (3) 通过电化学法在多孔硅区域制作出多孔硅,多孔硅的孔隙率40%-70%;

[0015] (4) 在多孔硅和硅衬底表面沉积氧化硅或氮化硅作为电学绝缘层,用以抵消多孔硅给器件带来的应力;再在硅片上表面沉积柔性聚合物;

[0016] (5) 在柔性聚合物表面经光刻、刻蚀后,去除电极区域以外的柔性聚合物;再在电极区域的柔性聚合物上沉积电极材料层;在电极材料层上进行金属电极和引线的图形化,再沉积上层柔性聚合物;

[0017] (6) 在上层柔性聚合物上经光刻和刻蚀后,信号记录触点部分和引线点部分露出,其余的金属被柔性聚合物覆盖;

[0018] (7)先通过光刻技术定义出硅片上的沟槽(深沟道),通过深反应离子刻蚀(DRIE)技术重新刻蚀电极器件的边缘部;最后进行硅片背面机械研磨加工使硅片减薄至所需的电极器件高度(70-120 μm);由于深沟道的深度(100-150 μm)大于电极器件高度,神经电极器件会自动从主硅片中剥离下来。

[0019] 上述步骤(1)中,可先在硅片表面定义电极外框再沉积隔离层,具体过程为:首先,通过光刻和深硅刻蚀技术(DRIE)在高离子掺杂硅片上刻蚀出100-150 μm 深的沟槽用以定义电极芯片的外框,沟槽宽度为3-7 μm ;然后,采用低压化学气相沉积(LPCVD)技术填充沟槽并在硅片表面沉积厚度0.1-0.3 μm 的氮化硅和2-4 μm 多晶硅层,且采用表面平整化工艺把器件表面磨平。

[0020] 本发明基于多孔硅和聚合物的神经电极的第二种制备工艺具体包括如下步骤:

[0021] 先在硅衬底上制作柔性聚合物和金属的功能层。之后用氮化硅或者氧化硅或者其他一些钝化层保护器件及其他区域。开深刻蚀沟道。最后一步图形化多孔硅区域进行硅的电化学腐蚀生成多孔硅。由于多孔硅的生成具有各向同性,聚合物功能层下方的硅最终会被腐蚀到而形成多孔硅层。最后再进行硅片背面的机械研磨,至所需的器件厚度。

[0022] 本发明神经电极的制备中,多孔硅的制备采用阳极电化学腐蚀法,该方法以铂或石墨作为阳极,图形化好的硅片作为阴极在HF溶液中进行电腐蚀;或者以铂和石墨分别作为阳极和阴极,而硅片悬空放置于两极板之间,在HF与乙醇的混合液中,电场的作用下实现电化学腐蚀。通过控制多孔硅的孔隙率调整多孔硅的机械强度。

[0023] 本发明基于多孔硅和聚合物的神经电极探针可部分插入脑组织内部。在进行神经电极探针植入时,探针垂直于大脑组织放置,在夹具的辅助下,多孔硅部分以恒定的速度插入脑组织内部,在脑组织的弱碱性环境中,多孔硅可以在该环境条件下进行化学反应生成可溶性的生物相容性物质 $[\text{SiO}_2(\text{OH})_2]^{2-}$ 。该化学反应过程如下式(1)所示。

[0024] $\text{Si}+20\text{H}^-+2\text{H}_2\text{O}\rightarrow[\text{SiO}_2(\text{OH})_2]^{2-}+2\text{H}_2$ (1)。

[0025] 本发明的优点和有益效果如下:

[0026] 1、本发明提出了基于多孔硅为衬底的神经电极结构,其特点是,可以通过调节硅的电化学腐蚀参数控制多孔硅的孔隙率,使其具有足够大的机械强度插入脑组织。神经电极的结构包括:最下层的多孔硅和硅的组合结构层,上层的聚合物-金属-聚合物的功能层。

[0027] 2、多孔硅具有生物相容性,其在脑中的降解时间可以通过孔隙率进行控制。多孔硅在脑组织中降解后,剩余的聚合物-金属-聚合物的功能层具有与脑组织相近的机械强度,因此不会产生器件的微小移动而损伤脑组织从而使该器件适合长期的脑神经信号的监测。

[0028] 3、本发明提出了几种制作多孔硅-聚合物-金属神经电极的工艺实现方式。本发明列出了几种制作多孔硅神经电极的方法和步骤,该方法是基于MEMS工艺制作,具有体积小,多通道,低功耗,成本低,性能稳定性强等特点。并且给出了成功制作出的神经电极器件。

附图说明

[0029] 图1为本发明神经电极结构示意图。

[0030] 图2为本发明神经电极结构示意图(图1中AA`处剖面图)。

[0031] 图3为实施例1神经电极的制备过程;其中:(a)刻蚀沟槽;(b)填充沟槽及沉积氮化

硅和多晶硅层；(c) 定义多孔硅区域及刻蚀出电极区域；(d) 制作多孔硅；(e) 沉积氮化硅或氧化硅、以及底层柔性聚合物；(f) 去除电极区域以外聚合物以及沉积电极材料层；(g) 金属电极和引线的图形化、沉积上层聚合物、刻蚀出信号刻录触点和引线点；(h) 重新刻蚀器件的边缘部；(i) 硅片减薄至所需的器件高度。

[0032] 图4为多孔硅的SEM上视图；其中：(a) 孔隙率40%；(b) 孔隙率40%；(c) 孔隙率40%。

[0033] 图5为实施例2中多孔硅的各向异性腐蚀。

[0034] 图6为神经电极制作后的图片；其中：(a)、(b) 和 (c) 分别为不同视角的照片。

[0035] 图7为神经电极的神经探头端和多孔硅的横截面；其中：(a) 神经探头端；(b) 多孔硅的横截面SEM图像。

具体实施方式

[0036] 以下结合附图和实施例详述本发明。

[0037] 本发明提出一种可部分降解的基于多孔硅和聚合物的神经电极，其结构如图1-2所示。

[0038] 本发明神经电极探针可部分插入脑组织内部(图1中电极探针的左侧)，该电极探针插入脑组织的部分以多孔硅作为衬底，在脑组织环境中可降解并生成对体内无害的物质 $[\text{SiO}_2(\text{OH})_2]^{2-}$ 。脑组织外部的探针部分以硅作为衬底用于支撑电极触点，与引线键合后与外界信号采集系统相连。多孔硅层和硅层上部的结构层为柔性聚合物-金属电极-柔性聚合物三明治结构。聚合物可以为聚酰亚胺、聚对二甲苯和聚二甲基硅氧烷(PDMS)等生物兼容性材料，中间层的金属电极为金、铂、黑金、铂黑、铱、铱铂合金和导电性碳纳米管中的一种或几种的混合物。

[0039] 在进行神经电极探针植入时，探针垂直于大脑组织放置，在夹具的辅助下，多孔硅部分以恒定的速度插入脑组织内部。在脑组织的弱碱性环境中，多孔硅可以于该环境进行化学反应生成可溶性的生物兼容性物质 $[\text{SiO}_2(\text{OH})_2]^{2-}$ ，反应式如下式(1)所示。

[0040] $\text{Si} + 20\text{H}^- + 2\text{H}_2\text{O} \rightarrow [\text{SiO}_2(\text{OH})_2]^{2-} + 2\text{H}_2$ (1)。

[0041] 多孔硅的孔隙率决定该材料的机械强度和溶解的速率。本发明用于神经电极的多孔硅的孔隙率在40%-70%之间。

[0042] 实施例1

[0043] 本实施例为基于多孔硅衬底的神经电极器件的制作方法：

[0044] 1、多孔硅的制作：

[0045] 多孔硅制作工艺简单，制备方法可以为阳极电化学腐蚀法、水热腐蚀法、火花放电法。其中阳极电化学腐蚀法最为常见并且与MEMS工艺兼容。该方法以铂或石墨作为阳极，图形化好的硅片作为阴极在HF溶液中进行电腐蚀。或者铂或石墨作为阳极和阴极，而硅片悬空放置于两极板之间，在HF与乙醇的混合液中，电场的作用下实现电化学腐蚀。腐蚀的速率，多孔硅孔径的大小与单晶硅片的掺杂浓度，HF溶液的浓度和控制腐蚀电流的强度相关。图4列出了几种实验条件下多孔硅的电子显微镜(SEM)图片，三种多孔硅的孔隙率分别为40%、60%、70%，硅片的电阻率为0.003-0.005 $\Omega \text{ cm}$ 。

[0046] 2、可降解神经电极的制作：

[0047] 神经电极的结构分别为辅助神经电极插入的可降解的多孔硅支撑层、柔性聚合物层和神经信号记录电极的功能层。

[0048] 本实施例电极的制作采取MEMS技术工艺,制作流程如图3所示。为了电化学腐蚀制作多孔硅结构,本发明采用高离子掺杂硅片。首先通过光刻和深硅刻蚀技术(DRIE)刻蚀出100-150 μm 深的沟槽用以定义电极芯片的外框,沟槽的宽度需要足够窄(3-7 μm)以利于后续平面加工工艺中的沟道填充和释放(图3(a))。

[0049] 接下来采用低压化学气相沉积(LPCVD)技术填充沟槽并在硅片表面沉积厚度0.1-0.3 μm 的氮化硅和2-4 μm 多晶硅层,且采用表面平整化工艺把器件表面磨平(图3(b))。通过光刻定义出多孔硅区域并且采用干法离子刻蚀技术(RIE)刻蚀至硅衬底(图3(c))。

[0050] 如图3(d)的步骤中,通过电化学法在电极探针的部分区域制作出多孔硅,多孔硅的孔隙率40%-70%。然后,多孔硅经过氧气炉的高温钝化以实现多孔硅的物理化学保护。接下来沉积高应力氮化硅或者氧化硅用以抵消多孔硅给器件带来的应力;再在硅片的表面积底层柔性聚合物(图3(e))。在底层柔性聚合物表面经光刻、刻蚀后,去除电极区域以外的柔性聚合物;再在电极区域的柔性聚合物上沉积电极材料层,如图3(f);在电极材料层上进行金属电极和引线的图形化,再沉积上层柔性聚合物;这样在多孔硅以及部分硅衬底上形成了柔性聚合物层和神经信号金属电极的功能层。在上层柔性聚合物上经光刻和刻蚀后,仅有信号记录触点部分和引线点部分露出,其余的金属被柔性聚合物覆盖,如图3(g)。接下来的光刻技术会定义出图3(a)步骤中刻蚀的深沟道,通过DRIE重新刻蚀器件的边缘部(图3(h))。最后一步进行硅片背面机械研磨加工使硅片减薄至所需的器件高度(如70-120 μm)。由于深沟道的深度大于器件高度,神经电极器件会自动从主硅片中剥离下来(图3(i))。

[0051] 经过如上的MEMS工艺,基于多孔硅和聚合物的神经电极器件制作完成。图6为神经电极制作后的图案。图7为多孔硅和硅部分的图案。可以显著看出他们之间的区别及两者分界线。

[0052] 实施例2:

[0053] 与实施例1的不同之处在于:图3(a)和图3(b)可以省略,而直接进行氮化硅或多晶硅等隔离材料的沉积,然后进行图形化以开窗口。下一步的多孔硅形成会从图形化窗口中进入硅衬底。然而此时为各向同向腐蚀。腐蚀出的多孔硅如图5所示。

[0054] 之后的工艺方法与图3(f)和图3(g)相同,下一步的深沟道刻蚀以定义器件的边界中会涉及到多孔硅的刻蚀。由于多孔硅的干法刻蚀速率决定于多孔硅的孔隙率和被氧化的程度,刻蚀条件需要严格控制。最后再进行硅片背面的机械研磨,至所需的器件厚度。

[0055] 实施例3:

[0056] 先在硅衬底上制作柔性聚合物和金属的功能层(同图3(f)-(g))。之后用氮化硅或者氧化硅或者其他一些钝化层保护器件及其他区域。开深刻蚀沟道(如图3(h))。最后一步进行硅的电化学腐蚀生成多孔硅。由于多孔硅的生成具有各向同向性,聚合物功能层下方的硅最终会被腐蚀到而形成多孔硅层。最后再进行硅片背面的机械研磨,至所需的器件厚度。

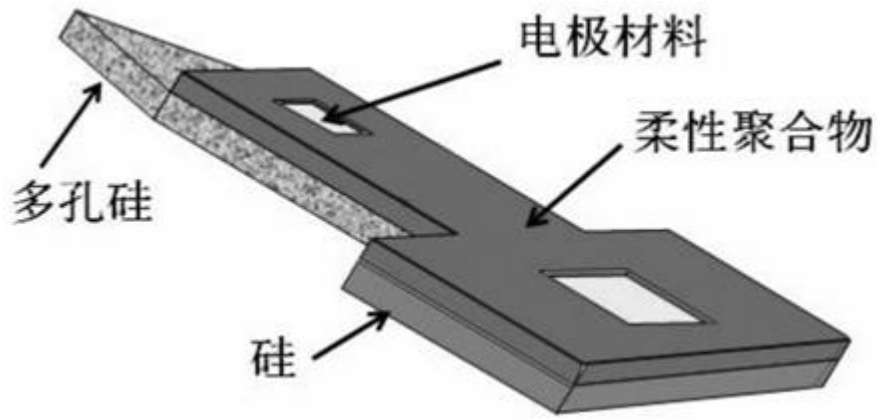


图1



图2



(a)



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

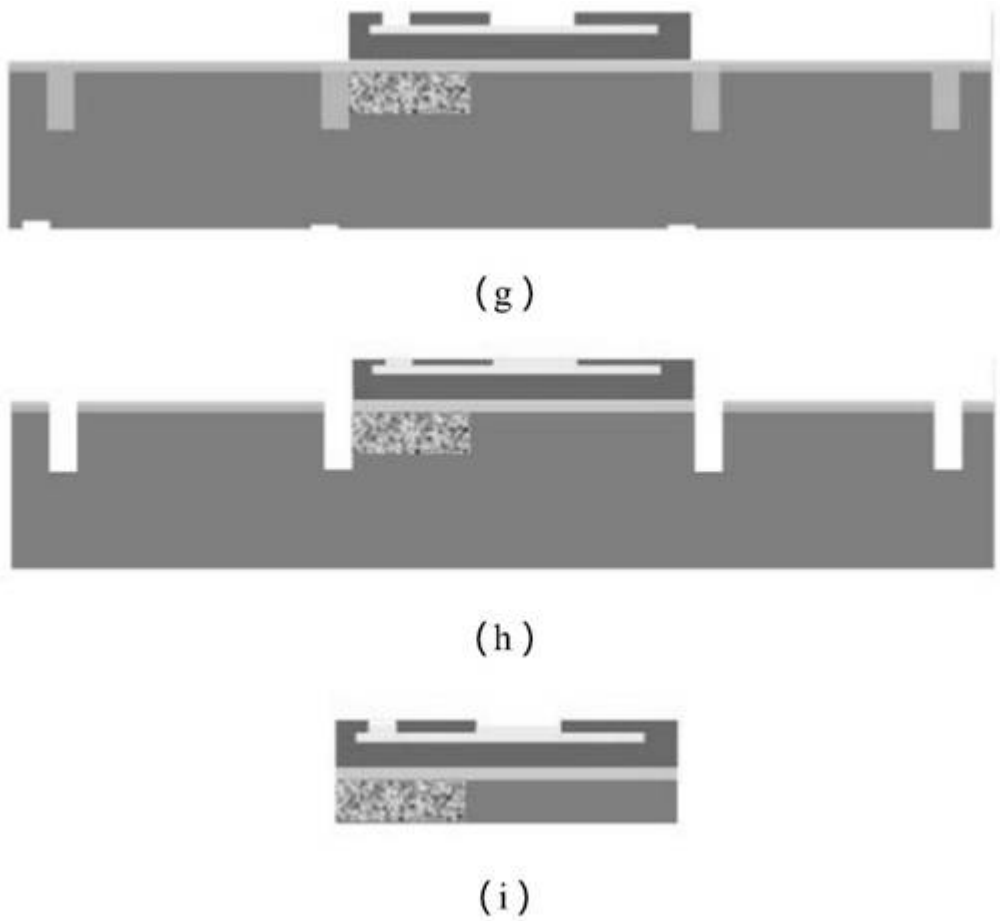


图3

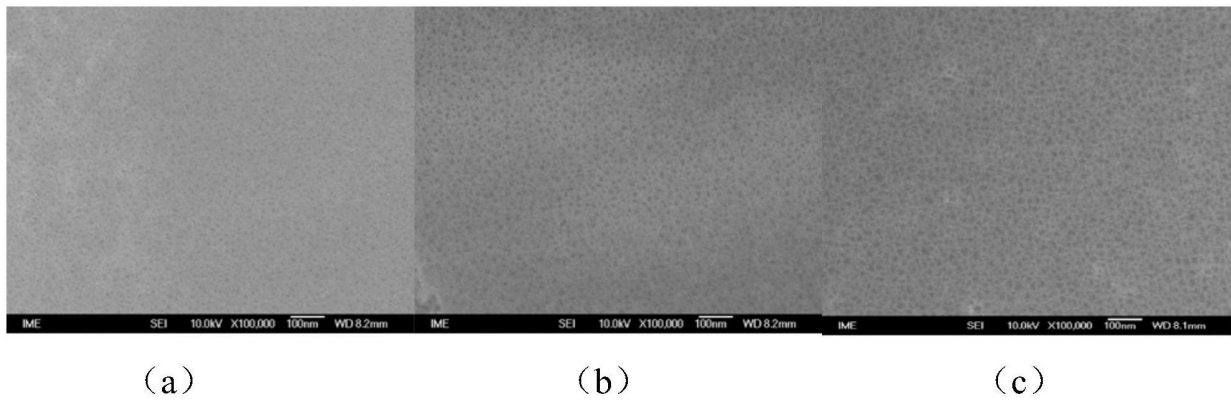


图4



图5

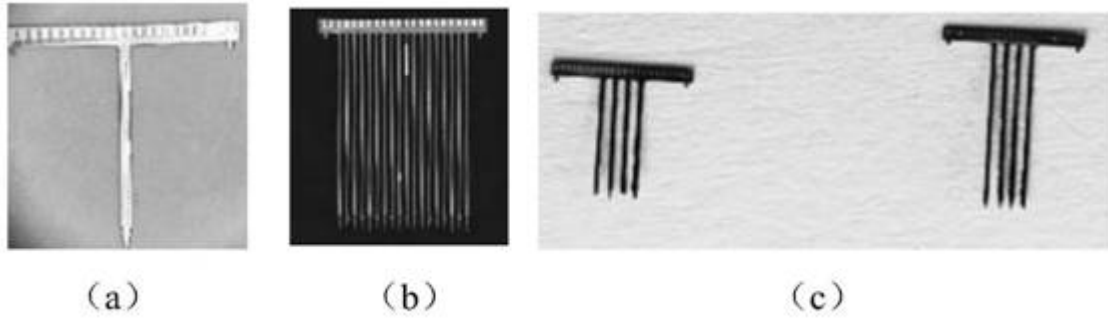


图6

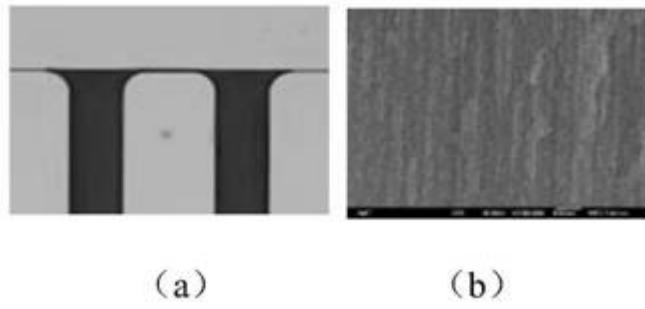


图7