



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107758605 A

(43)申请公布日 2018.03.06

(21)申请号 201610674138.9

(22)申请日 2016.08.16

(71)申请人 中国科学院上海微系统与信息技术  
研究所

地址 200050 上海市长宁区长宁路865号

(72)发明人 吴蕾 李刚 金庆辉 赵建龙

(74)专利代理机构 上海光华专利事务所(普通  
合伙) 31219

代理人 余明伟

(51)Int.Cl.

B81C 1/00(2006.01)

B81B 7/00(2006.01)

G01N 33/483(2006.01)

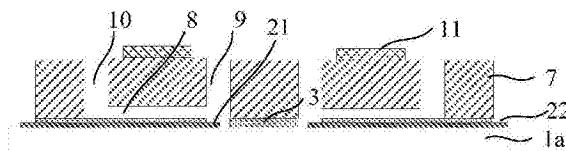
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

一种微电极阵列芯片及其制作方法

(57)摘要

本发明提供一种微电极阵列芯片及其制作方法，所述制作方法包括：在第一基底上制作微电极阵列结构；在第二基底上制作带有微管道阵列的覆盖层；将覆盖层揭下并在所述覆盖层上打孔，形成进样口阵列；将带有进样口阵列的覆盖层与微电极阵列结构对准贴合；在进样口处加入可热分解聚合物溶液并使其充满整个微管道，对其进行加热固化，而后揭去带有进样口阵列的覆盖层；在S7所述结构上形成具有刺激口阵列的光刻胶固化膜；对S8所述结构进行加热，使可热分解聚合物汽化挥发，形成微管道阵列结构；之后在微管道阵列结构上方粘接培养腔环。通过本发明所述的微电极阵列芯片及其制作方法，解决了现有技术中所述微电极阵列芯片无法对刺激位点进行精确定位的问题。



1.一种微电极阵列芯片的制作方法,其特征在于,所述制作方法包括:

S1:提供第一基底,并在所述第一基底上方形成金属电极阵列;

S2:在S1获得的结构上方形成绝缘层,刻蚀所述绝缘层暴露出所述金属电极阵列上的电极位点阵列和电极引脚,形成微电极阵列结构;

S3:提供第二基底,在所述第二基底上方形成微管道图形阵列;

S4:在S3形成的结构上方浇注覆盖层以在所述覆盖层上形成与所述微管道图形阵列对应的凹槽;

S5:剥离所述覆盖层并在所述凹槽外边沿处形成贯通所述凹槽与覆盖层的通孔,形成进样口阵列;

S6:将带有进样口阵列的覆盖层与所述微电极阵列结构对准贴合;

S7:对S6形成的结构进行真空处理后,将可热分解聚合物溶液加至进样口阵列,使可热分解聚合物溶液在负压作用下吸入并充满整个凹槽和进样口阵列后对所述可热分解聚合物溶液进行加热固化,而后剥离所述覆盖层;

S8:在S7形成的结构上形成具有刺激口阵列的光刻胶固化膜;其刺激口阵列与所述电极位点阵列贯通;

S9:加热使可热分解聚合物汽化挥发,在所述微电极阵列结构上方形成微管道阵列结构;

S10:将培养腔环粘接在所述微管道阵列结构的上方,其中,刺激口阵列和电极位点阵列都位于所述培养腔环内,进样口阵列位于所述培养腔环外。

2.根据权利要求1所述的微电极阵列芯片的制作方法,其特征在于,所述覆盖层为聚二甲基硅氧烷层。

3.根据权利要求1所述的微电极阵列芯片的制作方法,其特征在于,所述覆盖层的厚度大于等于5mm。

4.根据权利要求1所述的微电极阵列芯片的制作方法,其特征在于,所述进样口阵列中任一进样口的直径为1.6~2.4mm。

5.根据权利要求1所述的微电极阵列芯片的制作方法,其特征在于,所述可热分解聚合物为聚碳酸亚丙脂、聚亚乙基碳酸酯或聚降冰片烯中的一种。

6.根据权利要求1所述的微电极阵列芯片的制作方法,其特征在于,所述刺激口阵列中任一刺激口的直径为30~100μm。

7.根据权利要求1所述的微电极阵列芯片的制作方法,其特征在于,所述光刻胶固化膜为负性光刻胶,其中,所述负性光刻胶为SU8或PI中的一种。

8.根据权利要求1所述的微电极阵列芯片的制作方法,其特征在于,所述培养腔环为玻璃腔环、塑料腔环或聚二甲基硅氧烷腔环中的一种。

9.一种微电极阵列芯片,其特征在于,所述微电极阵列芯片包括:微电极阵列结构,位于所述微电极阵列结构上方的微管道阵列结构,以及位于所述微管道阵列结构上方的培养腔环;其中,

所述微管道阵列结构由多个微管道组成,所述微管道包括凹槽、与所述凹槽两端分别连接的刺激口和进样口,其中,所述刺激口与微电极阵列结构的电极位点对应,且所述刺激口和电极位点都位于所述培养腔环内,所述进样口位于所述培养腔环外。

10. 根据权利要求9所述的微电极阵列芯片，其特征在于，所述微电极阵列结构包括：  
第一基底；  
位于所述第一基底上方的金属电极阵列，所述金属电极阵列中每个金属电极的一端都设有电极位点，另一端设有电极引脚；  
分别位于所述金属电极阵列、及第一基底上方的绝缘层。

## 一种微电极阵列芯片及其制作方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及生物传感器制作领域,特别是涉及一种微电极阵列芯片及其制作方法。

### 背景技术

[0002] 基于MEMS(Micro-Electro-Mechanical Systems:微机电系统)技术发展起来的微电极阵列(MEA:multi-electrode array)是一种重要的研究神经元电生理和心肌细胞电生理的技术手段,它的技术优势体现在:(1)能够对细胞群体进行多点电刺激和电生理信号的并行记录;(2)无损伤检测,能够对电活性细胞群体的电生理活性进行长期分析。

[0003] 为了研究电活性细胞如神经元、心肌细胞的功能,需要检测细胞在外界刺激(如电刺激、化学刺激、光学刺激等)下的电生理响应,需要对刺激位点进行精确定位,建立起高时空精度的刺激-响应模型。

[0004] 当前进行体外检测的MEA芯片是在芯片基底上粘贴一个玻璃环或者塑料环,形成一个培养腔,在其中培养细胞。这样,微电极阵列上所有待测细胞的生长环境是相同的,只能实现细胞集群的均一的化学刺激,无法实现细胞个体或细胞群局部的特定化学刺激,从而难以实现空间上对电化学活性细胞生长发育过程中的化学刺激响应特性以及相应信号传递回路的精细研究。虽然最近有人通过在MEA表面形成层流扩散梯度来实现待测细胞的生长环境局部差异化,但是无法对刺激位点进行精确定位。

[0005] 鉴于此,有必要提供一种新的微电极阵列芯片及其制作方法用以解决此问题。

### 发明内容

[0006] 鉴于以上所述现有技术的缺点,本发明的目的在于提供一种微电极阵列芯片及其制作方法,用于解决现有技术中所述微电极阵列芯片无法对刺激位点进行精确定位的问题。

[0007] 为实现上述目的及其他相关目的,本发明提供一种微电极阵列芯片的制作方法,所述制作方法包括:

[0008] S1:提供第一基底,并在所述第一基底上方形成金属电极阵列;

[0009] S2:在S1获得的结构上方形成绝缘层,刻蚀所述绝缘层暴露出所述金属电极阵列上的电极位点阵列和电极引脚,形成微电极阵列结构;

[0010] S3:提供第二基底,在所述第二基底上方形成微管道图形阵列;

[0011] S4:在S3形成的结构上方浇注覆盖层以在所述覆盖层上形成与所述微管道图形阵列对应的凹槽;

[0012] S5:剥离所述覆盖层并在所述凹槽外边沿处形成贯通所述凹槽与覆盖层的通孔,形成进样口阵列;

[0013] S6:将带有进样口阵列的覆盖层与所述微电极阵列结构对准贴合;

[0014] S7:对S6形成的结构进行真空处理后,将可热分解聚合物溶液加至进样口阵列,使

可热分解聚合物溶液在负压作用下吸入并充满整个凹槽和进样口阵列后对所述可热分解聚合物溶液进行加热固化，而后剥离所述覆盖层；

[0015] S8：在S7形成的结构上形成具有刺激口阵列的光刻胶固化膜；其刺激口阵列与所述电极位点阵列贯通；

[0016] S9：加热使可热分解聚合物汽化挥发，在所述微电极阵列结构上方形成微管道阵列结构；

[0017] S10：将培养腔环粘接在所述微管道阵列结构的上方，其中，刺激口阵列和电极位点阵列都位于所述培养腔环内，进样口阵列位于所述培养腔环外。

[0018] 优选地，所述覆盖层为聚二甲基硅氧烷层。

[0019] 优选地，所述覆盖层的厚度大于等于5mm。

[0020] 优选地，所述进样口阵列中任一进样口的直径为1.6～2.4mm。

[0021] 优选地，所述可热分解聚合物为聚碳酸亚丙脂、聚亚乙基碳酸酯或聚降冰片烯中的一种。

[0022] 优选地，所述刺激口阵列中任一刺激口的直径为30～100μm。

[0023] 优选地，所述光刻胶固化膜为负性光刻胶，其中，所述负性光刻胶为SU8或PI中的一种。

[0024] 优选地，所述培养腔环为玻璃腔环、塑料腔环或聚二甲基硅氧烷腔环中的一种。

[0025] 本发明还提供一种微电极阵列芯片，所述微电极阵列芯片包括：微电极阵列结构，位于所述微电极阵列结构上方的微管道阵列结构，以及位于所述微管道阵列结构上方的培养腔环；其中，

[0026] 所述微管道阵列结构由多个微管道组成，所述微管道包括凹槽、与所述凹槽两端分别连接的刺激口和进样口，其中，所述刺激口与微电极阵列结构的电极位点对应，且所述刺激口和电极位点都位于所述培养腔环内，所述进样口位于所述培养腔环外。

[0027] 优选地，所述微电极阵列结构包括：

[0028] 第一基底；

[0029] 位于所述第一基底上方的金属电极阵列，所述金属电极阵列中每个金属电极的一端都设有电极位点，另一端设有电极引脚；

[0030] 分别位于所述金属电极阵列、及第一基底上方的绝缘层。

[0031] 如上所述，本发明的一种微电极阵列芯片及其制作方法，具有以下有益效果：

[0032] 1. 本发明所述微电极阵列芯片的制作工艺简单，制作成本低且芯片的一致性好；

[0033] 2. 本发明所述微电极阵列芯片的制作方法兼容大多数商业化MEA芯片；

[0034] 3. 本发明所述微电极阵列芯片可以对生长在电极位点的细胞进行可寻址的化学刺激，从而便于研究电活性细胞群体在药物刺激下的电生理响应的时间-空间对应关系；

[0035] 4. 本发明所述微电极阵列芯片的所述微管道阵列结构具有良好的绝缘性能和透光性。

## 附图说明

[0036] 图1～图16显示为本发明所述微电极阵列芯片的制作步骤结构示意图，其中，图4为图3的俯视图，图7为图6的俯视图，图16为图15的俯视图。

[0037] 图17显示为本发明所述微电极阵列芯片的微管道的剖面图。

[0038] 元件标号说明

[0039]	1a	第一基底
[0040]	1b	第二基底
[0041]	2	金属电极阵列
[0042]	21	电极位点阵列
[0043]	22	电极引脚
[0044]	3	绝缘层
[0045]	4	微管道图形阵列
[0046]	5	覆盖层
[0047]	6	可热分解聚合物
[0048]	7	光刻胶固化膜
[0049]	8	凹槽
[0050]	9	刺激口阵列
[0051]	10	进样口阵列
[0052]	11	培养腔环

## 具体实施方式

[0053] 以下通过特定的具体实例说明本发明的实施方式,本领域技术人员可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点与功效。本发明还可以通过另外不同的具体实施方式加以实施或应用,本说明书中的各项细节也可以基于不同观点与应用,在没有背离本发明的精神下进行各种修饰或改变。

[0054] 请参阅图1至图17。需要说明的是,本实施例中所提供的图示仅以示意方式说明本发明的基本构想,遂图式中仅显示与本发明中有关的组件而非按照实际实施时的组件数目、形状及尺寸绘制,其实际实施时各组件的型态、数量及比例可为一种随意的改变,且其组件布局型态也可能更为复杂。

[0055] 实施例一

[0056] 如图1至图16,本发明提供一种微电极阵列芯片的制作方法,所述制作方法包括:

[0057] S1:提供第一基底1a,并在所述第一基底1a上方形成金属电极阵列2;

[0058] S2:在S1获得的结构上方形成绝缘层3,刻蚀所述绝缘层3暴露出所述金属电极阵列2上的电极位点阵列21和电极引脚22,形成微电极阵列结构;

[0059] S3:提供第二基底1b,在所述第二基底1b上方形成微管道图形阵列4;

[0060] S4:在S3形成的结构上方浇注覆盖层5以在所述覆盖层5上形成与所述微管道图形阵列4对应的凹槽8;

[0061] S5:剥离所述覆盖层5并在所述凹槽8外边沿处形成贯通所述凹槽8与覆盖层5的通孔,形成进样口阵列10;

[0062] S6:将带有进样口阵列10的覆盖层5与所述微电极阵列结构对准贴合;

[0063] S7:对S6形成的结构进行真空处理后,将可热分解聚合物溶液加至进样口阵列10,使可热分解聚合物溶液在负压作用下吸入并充满整个凹槽8和进样口阵列10后对所述可热

分解聚合物溶液进行加热固化,而后剥离所述覆盖层5;

[0064] S8:在S7形成的结构上形成具有刺激口阵列9的光刻胶固化膜7;其刺激口阵列9与所述电极位点阵列21贯通;

[0065] S9:加热使可热分解聚合物6汽化挥发,在所述微电极阵列结构上方形成微管道阵列结构;

[0066] S10:将培养腔环11粘接在所述微管道阵列结构的上方,其中,刺激口阵列9和电极位点阵列21都位于所述培养腔环11内,进样口阵列10位于所述培养腔环11外。

[0067] 首先执行S1,提供第一基底1a,并在所述第一基底1a上方形成金属电极阵列2。

[0068] 第一步,如图1所示,提供第一基底1a,并对所述第一基底1a进行清洗处理。其中,所述第一基底1a为硬质基底,优选地,所述硬质基底为玻璃基底或硅基底中的一种;进一步优选地,在本实施例中,所述第一基底1a为硅基底。

[0069] 对所述硅基底进行清洗处理的具体方法为:使用Phiranha溶液( $H_2SO_4:H_2O_2 = 3:1$ )清洗所述第一基底1a,再用去离子水冲洗干净,氮气吹干,180℃热板上烘30分钟。

[0070] 第二步,如图2所示,采用光刻、金属溅射、剥离工艺在所述第一基底1a上方形成金属电极阵列2。

[0071] 具体为在所述硅基底上方旋涂光刻胶,并对所述光刻胶进行光刻显影形成光刻胶图形,之后采用金属溅射工艺在光刻胶图形及硅基底上形成金属薄膜,剥离所述光刻胶及其上的金属,形成金属电极阵列2。优选地,在本实施例中,所述金属电极阵列2为Au电极阵列。

[0072] 之后执行S2,如图3和图4所示,在S1获得的结构上方形成绝缘层3,刻蚀所述绝缘层3暴露出所述金属电极阵列2上的电极位点阵列21和电极引脚22,形成微电极阵列结构。

[0073] 其中,形成所述绝缘层3的方法为:在所述金属电极阵列2及硅基底上旋涂光刻胶并光刻图形化直接制作得到;或通过沉积 $SiO_2$ 、 $Si_3N_4$ 和 $SiO_2$ ,再通过光刻图形化和干法刻蚀制作得到。

[0074] 优选地,在本实施例中,采用第一种方法形成所述绝缘层3。具体为先在S1所述结构上旋涂光刻胶,对所述光刻胶进行图形化处理得到如图3所示的结构。

[0075] 之后执行S3,提供第二基底1b,在所述第二基底1b上方形成微管道图形阵列4。

[0076] 第一步,如图5所示,提供第二基底1b,并对所述第二基底1b进行清洗处理。其中,所述第二基底1b为硬质基底,优选地,所述硬质基底为玻璃基底或硅基底中的一种;进一步优选地,在本实施例中,所述第二基底1b为硅基底。

[0077] 对所述硅基底进行清洗处理的具体方法为:使用Phiranha溶液( $H_2SO_4:H_2O_2 = 3:1$ )清洗所述第一基底1a,再用去离子水冲洗干净,氮气吹干,180℃热板上烘30分钟。

[0078] 第二步,如图6和图7所示,在所述第二基底1b上涂覆光刻胶,采用光刻工艺形成微管道图形阵列4。

[0079] 具体为在所述第二基底1b上采用1000转/分钟的速度旋涂SU8 3005光刻胶,使用掩膜版进行光刻显影,暴露出微管道图形阵列4。

[0080] 之后执行S4,在S3形成的结构上方浇注覆盖层5以在所述覆盖层5上形成与所述微管道图形阵列4对应的凹槽8。

[0081] 如图8所示,采用软光刻工艺在S3所述结构上方形成覆盖层5;优选地,所述覆盖层

5为聚二甲基硅氧烷层。

[0082] 具体方法为将聚二甲基硅氧烷PDMS(Sylgard 184)的预聚体和固化剂以10:1的比例混合均匀,除气后倒在所述微管道图形上,90℃聚合形成带有微管道阵列的聚二甲基硅氧烷层;其中,所述带有凹槽8的聚二甲基硅氧烷层的厚度大于等于5mm。

[0083] 需要说明的是,所述软光刻工艺是指用弹性模替代传统光刻技术中使用的硬模来产生微结构的技术。与传统的光刻技术相比,软光刻工艺更加灵活,能够制造复杂的多层结构,不受材料和化学表面的限制,而且所需设备简单,更经济适用。

[0084] 之后执行S5,剥离所述覆盖层5并在所述凹槽8外边沿处形成贯通所述凹槽8与覆盖层5的通孔,形成进样口阵列10。

[0085] 如图9所示,从第二基底1b上剥离所述带有凹槽8的聚二甲基硅氧烷层,并沿所述凹槽8的外边沿处打通孔,所述通孔贯通所述凹槽8与覆盖层5,得到如图9所示的进样口阵列10。

[0086] 需要说明的是,所述进样口阵列10由多个进样口组成,其中,所述多个进样口的直径相同,优选地,在本实施例中,所述进样口的直径为1.6~2.4mm。

[0087] 之后执行S6,将带有进样口阵列10的覆盖层5与所述微电极阵列结构对准贴合。

[0088] 如图10所示,在显微镜下,将所述S5得到的带有进样口阵列10的聚二甲基硅氧烷层与微电极阵列结构对准贴合。

[0089] 之后执行S7,对S6形成的结构进行真空处理后,将可热分解聚合物溶液加至进样口阵列10,使可热分解聚合物溶液在负压作用下吸入并充满整个凹槽8和进样口阵列10后对所述可热分解聚合物溶液进行加热固化,而后剥离所述覆盖层5。

[0090] 第一步,将所述对准贴合结构放置在真空干燥器中抽真空,维持真空0.1MPa,时间大于等于1小时。优选地,在本实施例中,所述时间为2小时。

[0091] 第二步,如图11所示,将该对准贴合结构从干燥器中取出,在进样口处加入可热分解聚合物溶液,所述可热分解聚合物溶液受负压驱动充满整个微管道;然后将上述结构置于热板上,升温至100℃并维持2~3分钟,再升温至160℃并维持40分钟,使可热分解聚合物溶液固化。

[0092] 第三步,如图12所示,剥离所述聚二甲基硅氧烷层。

[0093] 优选地,本发明中所述可热分解聚合物6为聚碳酸亚丙脂、聚亚乙基碳酸酯或聚降冰片烯中的一种。进一步优选地,在本实施例中,所述可热分解聚合物6为聚碳酸亚丙脂,其中,所述聚碳酸亚丙脂中溶有6%的 $\gamma$ -丁内酯(6%为质量百分比)。

[0094] 之后执行S8,如图13所示,在S7形成的结构上形成具有刺激口阵列9的光刻胶固化膜7;其刺激口阵列9与所述电极位点阵列21贯通。

[0095] 在本发明中,所述具有刺激口阵列9的光刻胶固化膜7的制作方法为:通过旋涂光刻胶并光刻图形化直接制作;或通过沉积二氧化硅,再通过光刻图形化和干法刻蚀制作。

[0096] 需要说明的是,所述光刻胶为负性光刻胶。进一步优选地,在本实施例中,所述负性光刻胶为SU8或PI中的一种。

[0097] 进一步需要说明的是,SU8光刻胶克服了普通光刻胶采用UV光刻深宽比不足的问题,十分适合于制备高深宽比微结构,因此SU8胶是一种负性、环氧树脂型、近紫外线光刻胶。它在近紫外光(365nm~400nm)范围内光吸收度很低,且整个光刻胶层所获得的曝光量

均匀一致,可得到具有垂直侧壁和高深宽比的厚膜图形;它还具有良好的力学性能、抗化学腐蚀性和热稳定性;SU8在受到紫外辐射后发生交联,是一种化学扩大负性胶,可以形成台阶等结构复杂的图形;且SU8胶不导电,在电镀时可以直接作为绝缘体使用。

[0098] 进一步需要说明的是,PI胶是利用聚酰亚胺中的羧基,进行酯化或成盐,引入光敏基团或长链烷基得到双亲聚合物,得到PI胶,所述PI负性胶的分辨率可达亚微米级。

[0099] 优选地,在本实施例中,采用第一种方法制作得到所述具有刺激口阵列9的光刻胶固化膜7。具体为通过采用在上述结构上旋涂负性光刻胶(采用3000转/分钟旋涂负性光刻胶SU83025或采用1000转/分钟旋涂负性光刻胶为PI 7510),之后对所述光刻胶进行光刻显影,暴露出可热分解聚合物6的两端,得到如图14所示的具有刺激口阵列9的光刻胶固化膜7,其中,所述刺激口阵列9由多个直径相同的刺激口组成,且每个刺激口均与所述电极位点阵列21中相应的电极位点对应。优选地,在本实施例中,所述刺激口的直径为30~100μm。

[0100] 之后执行S9,加热使可热分解聚合物6汽化挥发,在所述微电极阵列结构上方形成微管道阵列结构。

[0101] 如图14所示,将S8所述结构置于快热炉中,在氮气气氛中,以5℃/分钟的升温速度加热至250℃并维持5小时,使可热分解聚合物6汽化,在光刻胶固化膜7中形成微管道阵列结构。

[0102] 之后执行S10,如图15和图16所示,将培养腔环11粘接在所述微管道阵列结构的上方,其中,刺激口阵列9和电极位点阵列21都位于所述培养腔环11内,进样口阵列10位于所述培养腔环11外。其中,所述培养腔环11为玻璃腔环、塑料腔环或聚二甲基硅氧烷腔环中的一种。

### [0103] 实施例二

[0104] 如图15和图16所示,通过上述制作工艺制作得到本发明所述的微电极阵列芯片,包括:微电极阵列结构,位于所述微电极阵列结构上方的微管道阵列结构,以及位于所述微管道阵列结构上方的培养腔环;其中,

[0105] 所述微管道阵列结构由多个微管道组成,所述微管道包括凹槽、与所述凹槽两端分别连接的刺激口和进样口,其中,所述刺激口与微电极阵列结构的电极位点对应,且所述刺激口和电极位点都位于所述培养腔环内,所述进样口位于所述培养腔环外。

[0106] 需要说明的是,在使用本实施例所述微电极阵列芯片时,通过固定有弹簧针的夹具将电极引脚22与检测电路相连,即可实现相应检测。

[0107] 优选地,所述刺激口的直径为1.6~2.4mm,所述进样口的直径为30~100μm;所述凹槽沿平行于进样口或刺激口方向的剖面为弧形,如图17所示。

[0108] 具体的,所述微电极阵列结构包括:

[0109] 第一基底1a;

[0110] 位于所述第一基底1a上方的金属电极阵列2,所述金属电极阵列2中每个金属电极的一端都设有电极位点,另一端设有电极引脚22;

[0111] 分别位于所述金属电极阵列2、及第一基底1a上方的绝缘层3。

[0112] 需要说明的是,所述微电极阵列结构并不仅限于本发明所述的微电极阵列结构,所述微电极阵列结构可以为现有技术中任一种微电极阵列结构。

[0113] 优选地,所述第一基底1a为硬性基底,所述硬性基底为硅基底或玻璃基底中的一

种。进一步优选地，在本实施例中，所述第一基底1a为硅基底。

[0114] 优选地，所述金属电极阵列2为Au电极阵列。

[0115] 需要说明的是，所述金属电极阵列2并不仅限于Au电极阵列，其可以为任意可实现Au电极阵列功能的金属电极阵列。

[0116] 本发明所述微电极阵列芯片同时包含有可实现高分辨电刺激或电记录的微电极阵列结构、及实现可寻址施加化学刺激的微管道阵列结构，适用于电活性细胞群体在化学试剂或药物刺激下的电生理响应的时间-空间对应关系研究。其中，所述微管道阵列结构中每根微管道独立连接一个进样口和一个刺激口，且每个刺激口对应一个电极位点，便于通过外围进样口向特定电极位点灌注药物溶液，实现药物筛选以及相关药物的神经作用过程和机制方面的研究。可见，本发明所述的集成微管道阵列结构的微电极阵列芯片可通过化学分子沿此微管道阵列的缓释实现MEA芯片中的“高分辨率”、寻址化学刺激，并同时进行细胞电活性信号记录，可更准确地研究细胞群体电活性活动的时空关联性，尤其是神经细胞的网络或系统特性行为，有望为神经网络的化学刺激响应机制等方面的研究以及药物的快速筛选提供一个有效平台。

[0117] 综上所述，本发明的一种微电极阵列芯片及其制作方法，具有以下有益效果：

[0118] 1. 本发明所述微电极阵列芯片的制作工艺简单，制作成本低且芯片的一致性好；

[0119] 2. 本发明所述微电极阵列芯片的制作方法兼容大多数商业化MEA芯片；

[0120] 3. 本发明所述微电极阵列芯片可以对生长在电极位点的细胞进行可寻址的化学刺激，从而便于研究电活性细胞群体在药物刺激下的电生理响应的时间-空间对应关系；

[0121] 4. 本发明所述微电极阵列芯片的所述微管道阵列结构具有良好的绝缘性能和透光性。

[0122] 上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效，而非用于限制本发明。任何熟悉此技术的人士皆可在不违背本发明的精神及范畴下，对上述实施例进行修饰或改变。因此，举凡所属技术领域中具有通常知识者在未脱离本发明所揭示的精神与技术思想下所完成的一切等效修饰或改变，仍应由本发明的权利要求所涵盖。



图1

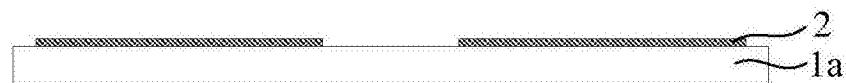


图2

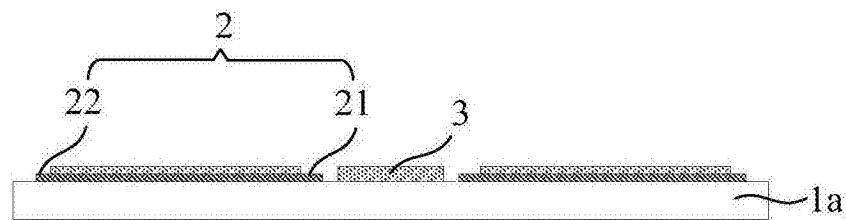


图3

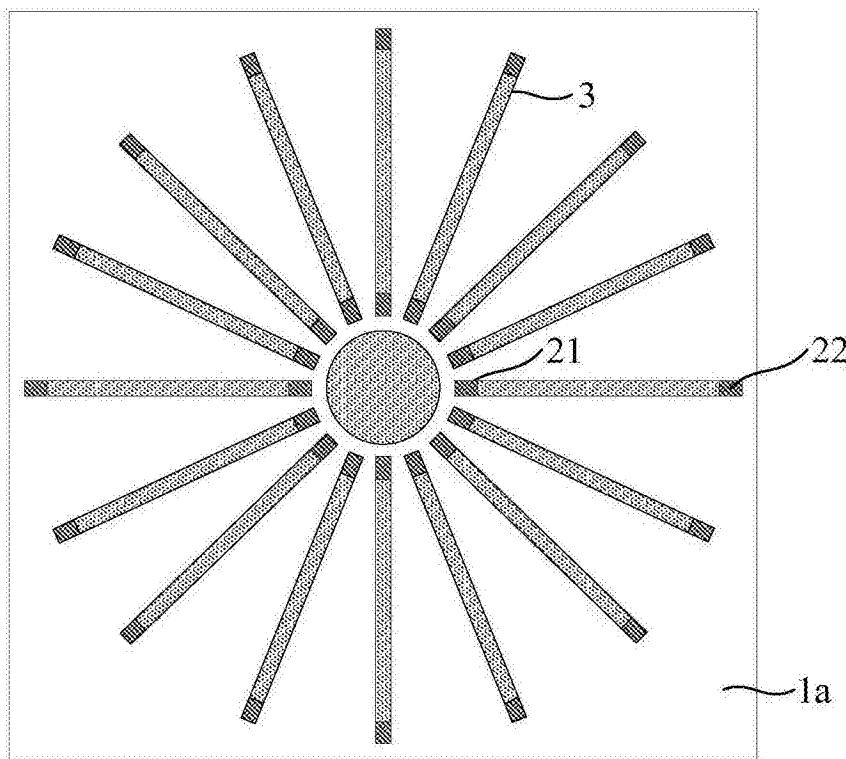


图4



图5

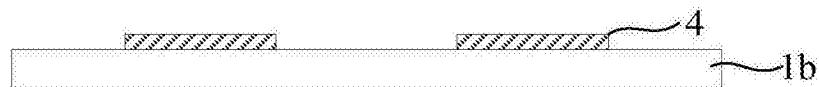


图6

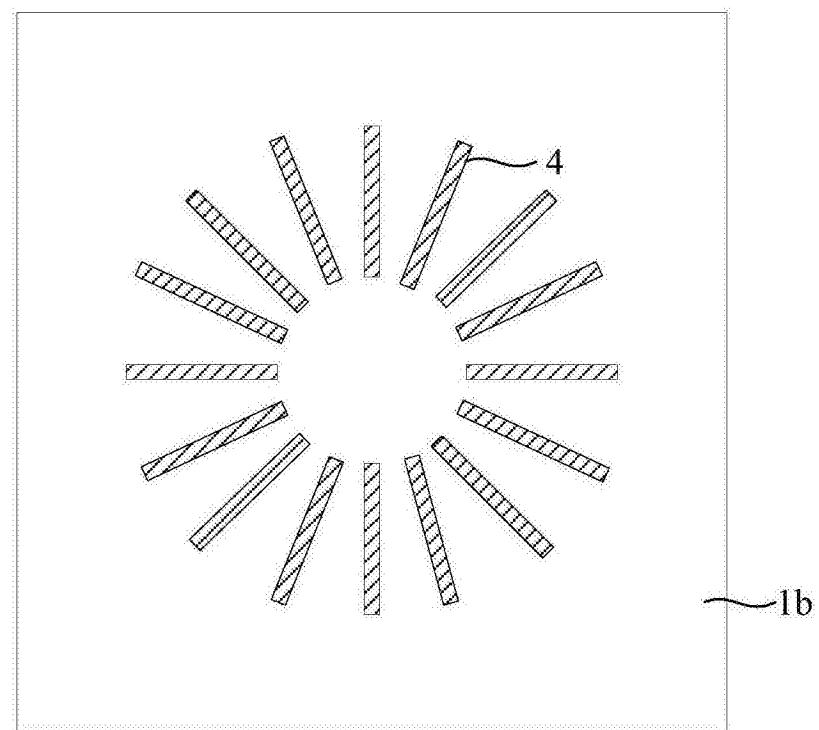


图7

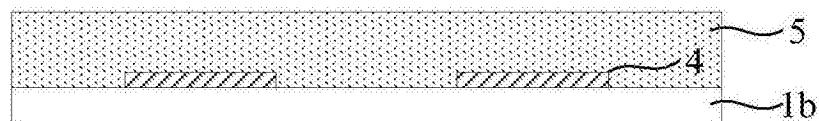


图8

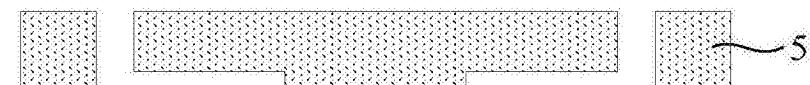


图9

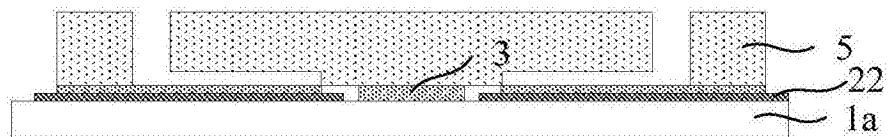


图10

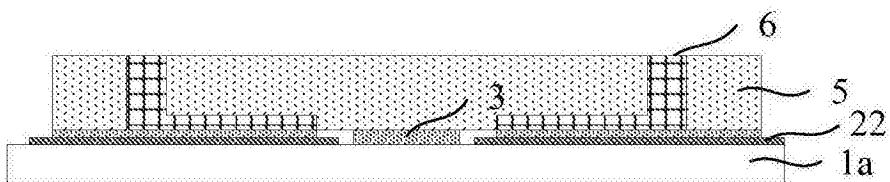


图11

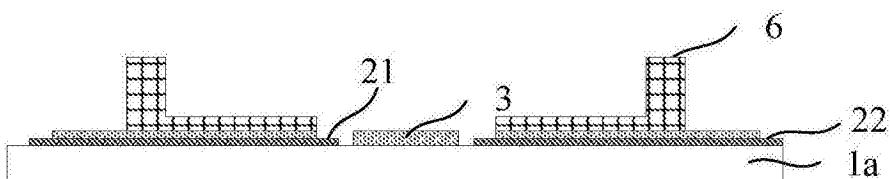


图12

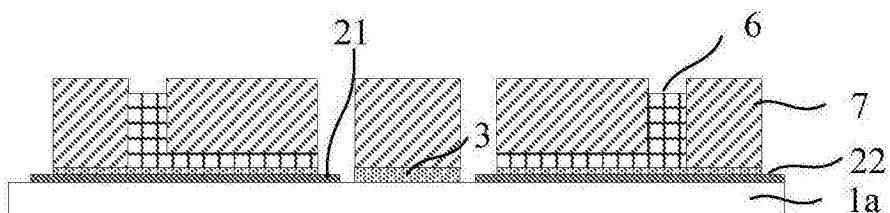


图13

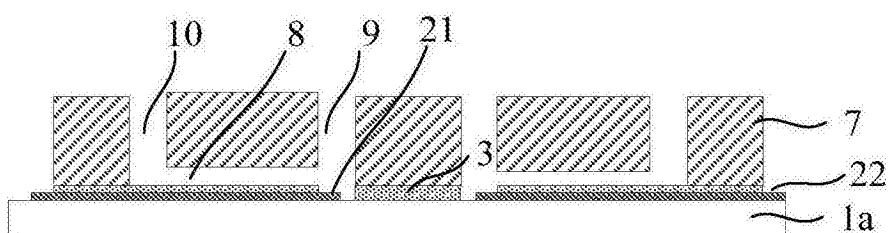


图14

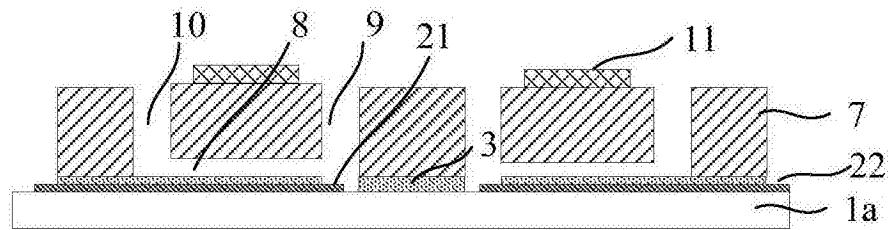


图15

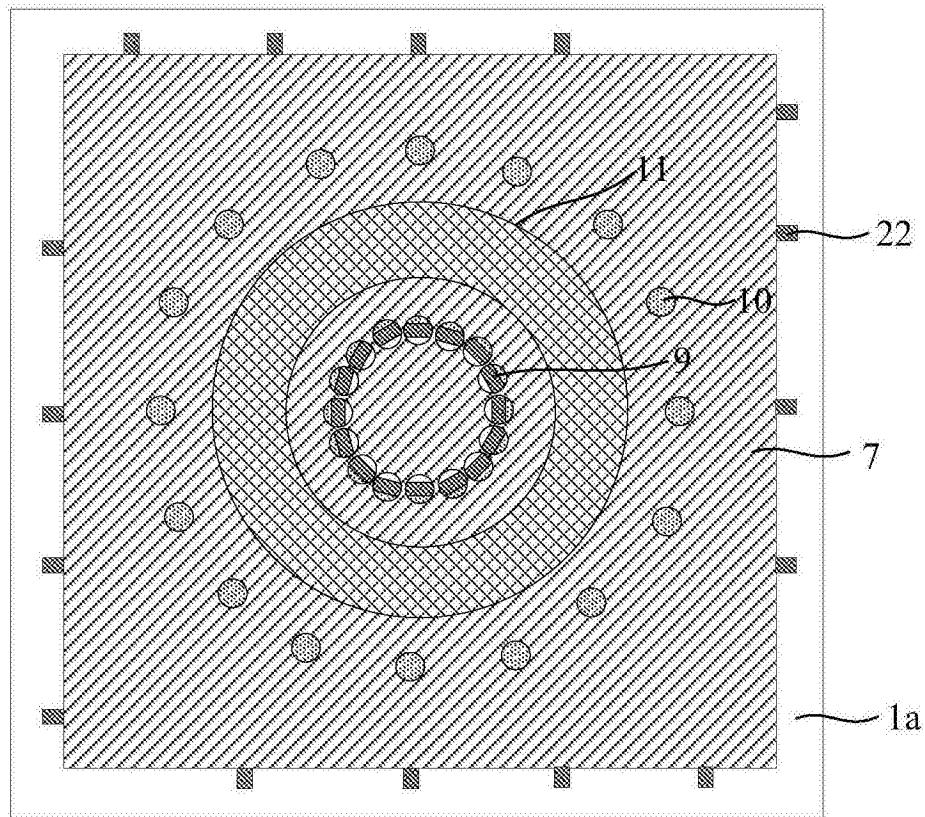


图16

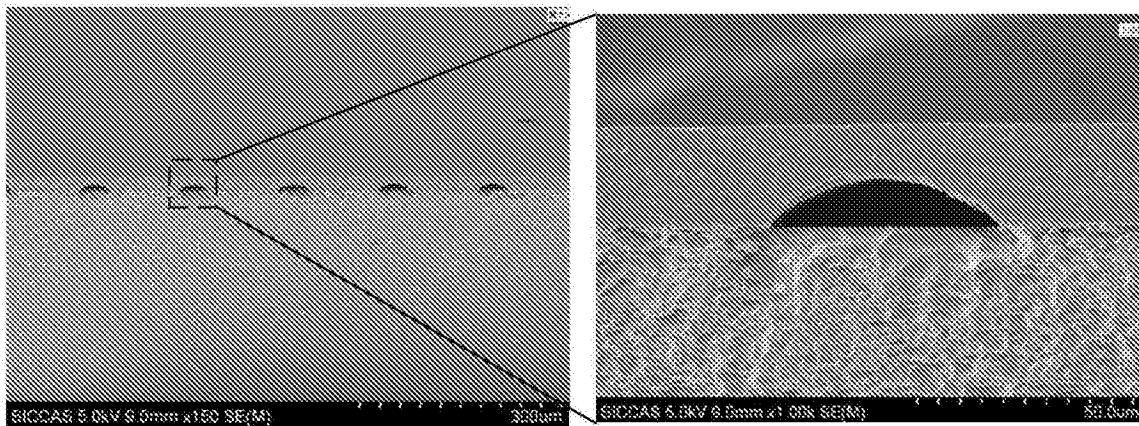


图17