



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109148564 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201810490139.7

H01L 29/78(2006.01)

(22)申请日 2018.05.21

H01L 21/336(2006.01)

(30)优先权数据

H01L 21/28(2006.01)

10-2017-0076783 2017.06.16 KR

G01N 27/414(2006.01)

(71)申请人 韩国科学技术研究院

地址 韩国首尔市

(72)发明人 李宽熙 全珉弘 李锡 金尚庆
朴性旭

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 祝玉媛 包国菊

(51)Int.Cl.

H01L 29/10(2006.01)

H01L 29/417(2006.01)

H01L 29/423(2006.01)

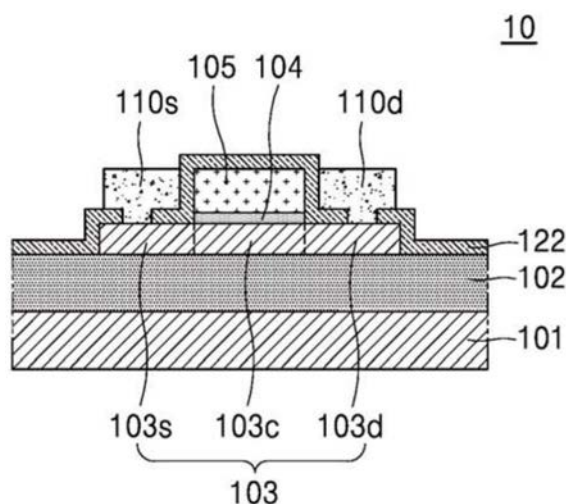
权利要求书2页 说明书10页 附图14页

(54)发明名称

场效应晶体管、生物传感器及其制造方法

(57)摘要

提供一种能够减小噪声、通过简化的制造方法进行制造并且还具有根据检测目的而被设计为可组合的多个有源图案和多个栅极图案的场效应晶体管、包括该场效应晶体管的生物传感器、制造该场效应晶体管的方法以及制造该生物传感器的方法。所述场效应晶体管包括：下硅层和设置在下硅层上的埋设氧化物层；有源图案，设置在埋设氧化物层上，并包括沟道区、源极区和漏极区；栅极图案，设置在有源图案上以与有源图案至少部分地叠置；源极和漏极，源极设置为与位于有源图案上的源极区直接接触，漏极设置为与位于有源图案上的漏极区直接接触；以及栅极绝缘膜，设置在有源图案和栅极图案之间。



1. 一种场效应晶体管, 包括:
下硅层和设置在所述下硅层上的埋设氧化物层;
有源图案, 设置在所述埋设氧化物层上, 并包括沟道区、源极区和漏极区;
栅极图案, 设置在所述有源图案上以与所述有源图案至少部分地叠置;
源极和漏极, 所述源极设置为与位于所述有源图案上的所述源极区直接接触, 所述漏极设置为与位于所述有源图案上的所述漏极区直接接触; 以及
栅极绝缘膜, 设置在所述有源图案和所述栅极图案之间。
2. 根据权利要求1所述的场效应晶体管,
其中, 所述栅极绝缘膜的侧表面和所述栅极图案的侧表面共面。
3. 根据权利要求1所述的场效应晶体管,
其中, 所述沟道区具有连接所述源极区和所述漏极区的桥部, 所述桥部具有 $20\mu\text{m}$ 至 $70\mu\text{m}$ 的宽度。
4. 根据权利要求3所述的场效应晶体管,
其中, 所述沟道区包括多个所述桥部。
5. 根据权利要求1所述的场效应晶体管,
其中, 所述源极和所述漏极包括TiN。
6. 根据权利要求5所述的场效应晶体管,
其中, 所述源极和所述漏极中的每个通过顺序地堆叠包括Ti的第一层、包括TiN的第二层、包括Al的第三层和包括TiN的第四层而形成。
7. 根据权利要求1所述的场效应晶体管,
其中, 所述有源图案具有 30nm 至 100nm 的厚度。
8. 根据权利要求1所述的场效应晶体管,
其中, 所述栅极绝缘膜具有 10nm 至 20nm 的厚度。
9. 根据权利要求1所述的场效应晶体管,
其中, 所述栅极图案包括: 第一栅极区域, 设置在所述有源图案的一侧处; 以及第二栅极区域, 从所述第一栅极区域延伸到所述有源图案以与所述沟道区至少部分地叠置, 所述第二栅极区域具有 $5\mu\text{m}$ 至 $30\mu\text{m}$ 的宽度。
10. 一种生物传感器, 包括:
电化学感测单元, 被配置为检测样品中的分析物; 以及
根据权利要求1至9中任一项所述的场效应晶体管, 电连接到所述电化学感测单元并被配置为放大由所述电化学感测单元产生的信号。
11. 一种制造场效应晶体管的方法, 所述方法包括:
制备硅基板, 所述硅基板包括下硅层、设置在所述下硅层上方的上硅层以及设置在所述下硅层和所述上硅层之间的埋设氧化物层;
通过使所述上硅层图案化形成包括沟道区、源极区和漏极区的有源图案;
在所述有源图案上形成栅极绝缘膜;
在所述栅极绝缘膜上形成栅极图案, 以使所述栅极图案与所述有源图案至少部分地叠置; 以及
形成与位于所述有源图案上的所述源极区直接接触的源极并形成与位于所述有源图

案上的所述漏极区直接接触的漏极。

12. 根据权利要求11所述的方法，

其中，形成栅极图案的步骤包括通过图案化同时形成所述栅极绝缘膜和所述栅极图案。

13. 根据权利要求11所述的方法，

其中，在形成有源图案的步骤中，使所述沟道区包括连接所述源极区和所述漏极区的桥部，所述桥部具有20 μm 至70 μm 的厚度。

14. 根据权利要求13所述的方法，

其中，在形成有源图案的步骤中，使所述沟道区包括多个所述桥部。

15. 根据权利要求11所述的方法，

其中，所述栅极图案、所述源极和所述漏极包括TiN。

16. 根据权利要求15所述的方法，

其中，形成源极和漏极的步骤包括：

形成包括Ti的第一层；

在所述第一层上形成包括TiN的第二层；

在所述第二层上形成包括Al的第三层；以及

在所述第三层上形成包括TiN的第四层。

17. 根据权利要求11所述的方法，

所述方法还包括在形成所述有源图案之前执行薄化工艺以使所述上硅层的厚度形成在30nm至100nm的范围内。

18. 根据权利要求11所述的方法，

其中，形成栅极图案的步骤包括使所述栅极绝缘膜的厚度形成在10nm至20nm的范围内。

19. 根据权利要求11所述的方法，

其中，在形成栅极图案的步骤中，使所述栅极图案包括：第一栅极区域，设置在所述有源图案的一侧上；以及第二栅极区域，从所述第一栅极区域延伸到所述有源图案以与所述沟道区至少部分地叠置，所述第二栅极区域具有5 μm 至30 μm 的纵向宽度。

20. 一种制造生物传感器的方法，所述方法包括：

形成被配置为检测样品中的分析物的电化学感测单元；以及

通过权利要求11至19中任一项所述的方法形成电连接到所述电化学感测单元并被配置为放大由所述电化学感测单元产生的信号的场效应晶体管。

场效应晶体管、生物传感器及其制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种场效应晶体管、包括该场效应晶体管的生物传感器、制造该场效应晶体管的方法以及制造该生物传感器的方法,更具体地,涉及一种可减小噪声、具有简化的制造方法并且还具有根据检测目的而被设计为可组合的多个有源图案和多个栅极图案的场效应晶体管、包括该场效应晶体管的生物传感器、制造该场效应晶体管的方法以及制造该生物传感器的方法。

背景技术

[0002] 离子敏感场效应晶体管 (ISFET) 是一种能够灵敏地检测源自生物样品和分析物之间的相互作用的信号并将该信号准确地转换为电信号的电化学传感器。直到现在,由于基于碳纳米管 (CNT)、石墨烯或纳米线 (NW) 的 ISFET 具有诸如快速检测时间、低制造成本、高可靠性、可无标记检测、多检测性和便携性的期望的特性,因此基于碳纳米管 (CNT)、石墨烯或纳米线 (NW) 的 ISFET 已经作为用于快速且容易的定期医学检查的诊断装置 (或生物传感器) 而引起关注。然而,由于 ISFET 在单栅操作模式下驱动并且它们的灵敏度仅由传感膜的表面电位的改变决定,因此它们的临床应用已经仅限于 pH 传感器。

[0003] 为了解决这个问题,Mark-Jan Spijkman 提出了一种下电极添加到现有的 ISFET 的双栅 (DG) ISFET,与现有的 ISFET 相比,双栅 (DG) ISFET 的灵敏度增大。然而,尽管 DG ISFET 的传感特性高,但仅在实验室级别进行了小规模的研究,而且由于装置的小规模生产,还存在关于再现性和稳定性的新问题。

[0004] 因此,本发明人通过开发能够以商用芯片的形式批量生产的场效应晶体管及其制造方法完成了本发明。

发明内容

[0005] 1、技术问题

[0006] 本发明的技术目的在于提供一种通过精确地定义长度并实现平坦化沟道区以使伴随电子运动的散射最小化而具有减小的噪声的场效应晶体管。

[0007] 本发明的另一技术目的在于提供一种能够通过应用栅极先制工艺以自对准栅极来减少光刻工艺并精确地限定沟道区的长度的场效应晶体管制造方法。

[0008] 本发明的又一技术目的在于提供一种包括场效应晶体管的生物传感器,所述场效应晶体管通过将多个有源图案和多个栅极图案设计成根据检测目的可组合而具有各种结构。

[0009] 2、解决问题的方案

[0010] 根据本发明的一方面,一种场效应晶体管包括:下硅层和设置在所述下硅层上的埋设氧化物层 (BOX);有源图案,设置在所述埋设氧化物层上,并包括沟道区、源极区和漏极区;栅极图案,设置在所述有源图案上以与所述有源图案至少部分地叠置;源极和漏极,所述源极设置为与位于所述有源图案上的所述源极区直接接触,所述漏极设置为与位于所述

有源图案上的所述漏极区直接接触;以及栅极绝缘膜,设置在所述有源图案和所述栅极图案之间。

[0011] 在本实施例中,所述栅极绝缘膜的侧表面和所述栅极图案的侧表面可共面。

[0012] 在本实施例中,所述沟道区可具有连接所述源极区和所述漏极区的桥部,所述桥部具有20 μ m至70 μ m的宽度。

[0013] 在本实施例中,所述沟道区可包括多个所述桥部。

[0014] 在本实施例中,所述源极和所述漏极可包括TiN。

[0015] 在本实施例中,所述源极和所述漏极中的每个可通过顺序地堆叠包括Ti的第一层、包括TiN的第二层、包括Al的第三层和包括TiN的第四层而形成。

[0016] 在本实施例中,所述有源图案可具有30nm至100nm的厚度。

[0017] 在本实施例中,所述栅极绝缘膜可具有10nm至20nm的厚度。

[0018] 在本实施例中,所述栅极图案可包括:第一栅极区域,设置在所述有源图案的一侧处;以及第二栅极区域,从所述第一栅极区域延伸到所述有源图案以与所述沟道区至少部分地叠置,所述第二栅极区域可具有5 μ m至30 μ m的纵向宽度。

[0019] 根据本发明的另一方面,一种生物传感器包括:电化学感测单元,被配置为检测样品中的分析物;以及如上所述的场效应晶体管,电连接到所述电化学感测单元并被配置为放大由所述电化学感测单元产生的信号。

[0020] 根据本发明的另一方面,一种制造场效应晶体管的方法,所述方法包括:制备硅基板,所述硅基板包括下硅层、设置在所述下硅层上方的上硅层以及设置在所述下硅层和所述上硅层之间的埋设氧化物层;通过使所述上硅层图案化形成包括沟道区、源极区和漏极区的有源图案;在所述有源图案上形成栅极绝缘膜;在所述栅极绝缘膜上形成栅极图案,以使所述栅极图案与所述有源图案至少部分地叠置;以及形成与位于所述有源图案上的所述源极区直接接触的源极并形成与位于所述有源图案上的所述漏极区直接接触的漏极。

[0021] 在本实施例中,形成栅极图案的步骤可包括通过图案化同时形成所述栅极绝缘膜和所述栅极图案。

[0022] 在本实施例中,在形成有源图案的步骤中,使所述沟道区可包括连接所述源极区和所述漏极区的桥部,所述桥部可具有20 μ m至60 μ m的宽度。

[0023] 在本实施例中,在形成有源图案的步骤中,使所述沟道区可包括多个所述桥部。

[0024] 在本实施例中,所述栅极图案、所述源极和所述漏极可包括TiN。

[0025] 在本实施例中,形成源极和漏极的步骤可包括:形成包括Ti的第一层;在所述第一层上形成包括TiN的第二层;在所述第二层上形成包括Al的第三层;以及在所述第三层上形成包括TiN的第四层。

[0026] 在本实施例中,所述方法还可包括在形成所述有源图案之前执行薄化工艺以使所述上硅层的厚度形成在30nm至100nm的范围内。

[0027] 在本实施例中,形成栅极图案的步骤可包括使所述栅极绝缘膜的厚度形成在10nm至20nm的范围内。

[0028] 在本实施例中,在形成栅极图案的步骤中,使所述栅极图案可包括:第一栅极区域,设置在所述有源图案的一侧上;以及第二栅极区域,从所述第一栅极区域延伸到所述有源图案以与所述沟道区至少部分地叠置,所述第二栅极区域可具有5 μ m至30 μ m的纵向宽度。

[0029] 根据本发明的另一方面,一种制造生物传感器的方法包括:形成被配置为检测样品中的分析物的电化学感测单元;以及通过上述方法中的任意一种形成电连接到所述电化学感测单元并被配置为放大由所述电化学感测单元产生的信号的场效应晶体管。

[0030] 从下面结合附图、权利要求和具体实施方式的描述中,本发明的以上和其他方面、特征和优点将变得显而易见。

[0031] 可通过使用系统、方法、计算机程序或它们的组合执行这些总体方面和特定方面。

[0032] 3、有益效果

[0033] 根据如上所述实现的本发明的实施例,可实现一种如下的场效应晶体管、包括该场效应晶体管的生物传感器、制造该场效应晶体管的方法以及制造该生物传感器的方法:能够减小噪声、具有简化的制造方法并且还具有根据检测目的而被设计为可组合的多个有源图案和多个栅极图案。应领会的是,本发明不限于这些有益效果。

附图说明

[0034] 图1A至图1H是示意性示出根据本发明的实施例的制造场效应晶体管的方法的截面图和平面图;

[0035] 图2是示意性示出根据本发明的实施例的场效应晶体管的截面图;

[0036] 图3A至图3C是示意性示出根据本发明的实施例的有源图案的平面图;

[0037] 图4A至图4D是示意性示出根据本发明的实施例的栅极图案的平面图;

[0038] 图5是示出根据本发明的实施例的场效应晶体管的噪声减小的曲线图;

[0039] 图6A至图6C是示出根据本发明的实施例的场效应晶体管的电特性的曲线图;

[0040] 图7是示出根据本发明的实施例的传感器的稳定性的评估结果的曲线图;

[0041] 图8是示出根据本发明的实施例的当将各种样品应用于其时传感器的稳定性的评估结果的曲线图;

[0042] 图9A至图9C是示出根据本发明的实施例的传感器的分析物检测性能的曲线图;以及

[0043] 图10是示意性示出根据本发明的实施例的生物传感器的概念图。

具体实施方式

[0044] 虽然本发明容许各种修改和替代形式,但在附图中以示例的方式示出并且将在此详细描述本发明的具体实施例。通过参考附图描述的以下实施例将阐明本发明的优点和特征及其实现方法。然而,本发明不限于以下实施例,并且可以以各种形式来实现。

[0045] 在下文中,将参照附图详细地描述本发明的实施例,并且不管附图号如何,相同或类似的元件都将被指定使用相同的参考标号,并且将省略其冗余的描述。

[0046] 应理解的是,虽然可在此使用术语“第一”、“第二”等来描述各种组件,但是这些组件不限于这些术语。这些术语仅用于将一个组件与另一组件区分开。除非上下文另外清除的阐明,否则单数形式也可包括复数形式。

[0047] 还应理解的是,在此使用的术语“包含”和/或“包括”列举存在所陈述的特征或组件,但不排除存在或添加一个或多个其他特征或组件。应理解的是,当层、区域或组件被称为“形成在”另一层、区域或组件上时,层、区域或组件可直接或非直接地形成在另一层、

区域或组件上。也就是说,例如,可存在中介层、区域或组件。

[0048] 另外,为了便于解释,可放大或缩减附图中描绘的组件的尺寸。例如,由于为了便于解释,附图中的组件的尺寸和厚度任意地示出,因此以下的实施例不限于此。

[0049] x轴、y轴和z轴不限于直角坐标系的三个轴,并且可在更广泛的意义上解释。例如,x轴,y轴和z轴可以彼此垂直,或者可以表示彼此不垂直的不同方向。

[0050] 当可不同地实现特定的实施例时,可以与所描述的顺序不同地执行具体的处理顺序。例如,可以基本上同时执行两个连续描述的过程,或者以与所描述的顺序相反的顺序执行两个连续描述的过程。

[0051] 图1至图1H是示意性示出根据本发明的实施例的制造场效应晶体管的方法的截面图和平面图。

[0052] 首先,参照图1A,可执行制备硅基板100的步骤,硅基板100包括下硅层101、设置在下硅层101上方的上硅层103' 以及设置在下硅层101和上硅层103' 之间的埋设氧化物层102。在本实施例中,将p-Si用于下硅层101和上硅层103'。然而,在其他实施例中,可使用n-Si。在本实施例中,将绝缘体上Si (SOI) 基板用作硅基板100。然而,在其他实施例中,可使用绝缘体上Ge (GOI)。

[0053] 在本实施例中,可执行用于执行薄化工艺的步骤,以使上硅层103' 的厚度在30nm至100nm的范围内。在执行薄化工艺之前,上硅层103' 可具有150nm或更大的厚度,并且可通过薄化工艺使上硅层103' 形成为薄膜。详细地,可通过交替地氧化和蚀刻硅基板100的上硅层103' 而在30nm至100nm的范围内执行薄化工艺。

[0054] 可获得如下优点:场效应晶体管的灵敏度随着场效应晶体管的有源图案的沟道区的厚度减小而增大。因此,在现有的晶体管中,有源图案的沟道区形成为比源区或漏区薄的多。在这种情况下,可以在晶体管中获得高的灵敏度。然而,当有源图案的沟道区的厚度减小时,沟道区在操作时容易损坏,这导致装置稳定性方面的严重问题。

[0055] 根据本发明的实施例的场效应晶体管,可产生均匀平坦且良好限定的有源图案103,因此在通过薄化工艺形成有源图案103之前通过大体上调整将要图案化为有源图案103的上硅层103' 的厚度增大了装置稳定性。

[0056] 随后,如图1B中所示,可图案化上硅层103' 以形成有源图案103。可通过光刻工艺形成有源图案103。可另外地执行诸如干蚀刻(ICP RIE, 100nm) 的工艺。

[0057] 随后,如图1C中所示,可执行在有源图案103上形成栅极绝缘膜104的步骤。栅极绝缘膜104可形成为诸如氧化硅或氮化硅的材料的单层或多层,以确保有源图案103和以下将要描述的栅极图案105之间的绝缘。例如,可通过在炉中执行干式氧化处理将栅极绝缘膜104形成为约10nm至20nm的厚度。

[0058] 可执行在栅极绝缘膜104上沉积用于形成栅极图案105的栅极金属层105' 的步骤。考虑到导电性等,栅极图案105可形成为从例如铝(Al)、铂(Pt)、钯(Pd)、银(Ag)、镁(Mg)、金(Au)、镍(Ni)、钕(Nd)、铱(Ir)、铬(Cr)、锂(Li)、钙(Ca)、钼(Mo)、钛(Ti)、钨(W)和铜(Cu)中选择的一种或更多种材料的单层或多层。在本实施例中,栅极图案105可包括TiN。优选地,Ti、TiN、Al和TiN可分别形成为具有50nm、50nm、250nm和50nm厚度的层状结构,然而,本发明不限于此。

[0059] 随后,如图1D中所示,可执行使栅极绝缘膜104和栅极金属层105' 图案化以形成栅

极图案105的步骤。在这种情况下,栅极图案105可形成为与有源图案103至少部分地叠置。

[0060] 详细地,当形成栅极图案105时,使用低压化学气相沉积(LPCVD)在其上沉积多晶Si至约150nm至300nm(优选地,200nm)的厚度。随后,通过光刻法形成栅极图案105,并使用ICP-RIE(ICP RIE,200/10nm)蚀刻利用多晶Si形成的暴露的栅极绝缘膜104。如上所述,根据本实施例的栅极图案105形成为包括可耐受在执行工艺时施加的约1000℃的温度的TiN。然而,本发明不限于此。

[0061] 随后,如图1E和1F中所示,可将离子注入有源图案103中以形成沟道区103c、源极区103s和漏极区103d。在这种情况下,有源图案103的与栅极图案105叠置的部分可定义为沟道区103c,并且有源图案103的不与栅极图案105叠置的部分可定义为源极区103s或漏极区103d。

[0062] 详细地,使用等离子体增强化学气相沉积(PECVD)在栅极图案105上方沉积覆盖氧化物层(未示出)至约40nm至60nm(优选地,50nm)的厚度,通过光刻技术形成离子注入区域,然后以100keV的功率和 3×10^{15} 的浓度注入离子。在本实施例中,使用砷(As)作为离子,但本发明不限于此。随后,在快速热退火中(RTA)中,在约1000℃至1100℃(优选地,1050℃)的温度下执行10秒的热处理,然后可使用反应离子蚀刻(RIE)将覆盖氧化物层蚀刻至50nm的厚度。

[0063] 随后,如图1G和1H中所示,可执行如下步骤:形成接触孔CNT以暴露有源图案103的源极区103s和漏极区103d,然后形成与有源图案103的源极区103s接触的源极110s和与有源图案103的漏极区103d接触的漏极110d。在本实施例中,源极110s和漏极110d可包括TiN。形成源极110s和漏极110d的步骤可包括:形成包括Ti的第一层;在第一层上形成包括TiN的第二层;在第二层上形成包括Al的第三层;以及在第三层上形成包括TiN的第四层。

[0064] 详细地,使用PECVD沉积钝化氧化物膜122至约300nm至500nm(优选地,400nm)的厚度。随后,通过光刻技术在钝化氧化物膜122上形成接触孔,以暴露有源图案103的源极区103s和漏极区103d,然后蚀刻钝化氧化物膜122(ICP RIE,400nm)。随后,将金属层110'沉积为通过接触孔与有源图案的源极区103s和漏极区103d接触,然后分别使用光刻技术将源极区103s和漏极区103d图案化为源极110s和漏极110d。随后,执行退火(在炉中, H_2 、450℃、30min)以增大诸如有源图案103的装置的稳定性。

[0065] 图2是示意性示出根据本发明的实施例的场效应晶体管的截面图。

[0066] 参照图2,根据本发明的实施例的场效应晶体管包括:下硅层101;埋设氧化物层(BOX)102,设置在下硅层101上;有源图案103,设置在埋设氧化物层102上并包括沟道区103c、源极区103s和漏极区103d;栅极图案105,设置在有源图案103上,与有源图案103至少部分地叠置;源极110s,设置为在有源图案103上与源极区103s直接接触;漏极110d,设置为在有源图案103上与漏极区103d直接接触;以及栅极绝缘膜104,设置在有源图案103和栅极图案105之间。

[0067] 传统的场效应晶体管具有以下缺点:(1)由于U-形沟道结构而导致灵敏度和稳定性降低;(2)在 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 的小晶圆上实现(低再现性并阻碍批量生产);(3)多晶Si电极(阻碍以芯片的形式实现);(4)栅极后制工艺(由于沟道区103c不清晰导致灵敏度和稳定性降低);以及(5)薄沟道结构(高缺陷率和低使用时间)。

[0068] 另一方面,根据本实施例的场效应晶体管具有如下优点:(1)引入6英寸晶圆工艺(允许批量生产);(2)引入金属触点(允许以芯片的形式实现);(3)增加和优化顶部硅厚度

(提高稳定性); (4) 直沟道(提高灵敏度并减小噪声); (5) 栅极前制工艺(通过建立清晰的沟道区103c提高稳定性和灵敏度); 以及 (6) 由于沟道厚度增大而保证装置的稳定性和可靠性。

[0069] 在本实施例中, 栅极绝缘膜104的侧表面和栅极图案105的侧表面可共面。可看出, 这是由于如上所述在图1的制造方法中同时将栅极绝缘膜104和栅极图案105图案化而引起的。

[0070] 此外, 沟道区103c可具有约10 μ m至100 μ m的长度。如上所述, 有源图案103可具有约30nm至100nm的厚度或可形成超薄膜层。例如, 有源图案103可具有约50nm至约4nm、10nm或更小、9nm或更小、8nm或更小、7nm或更小或者5nm或更小的厚度。因此, 有源图案103可具有约4nm至100nm的厚度。

[0071] 在本实施例中, 以上描述的下硅层101可用作下栅极。也就是说, 下硅层101和栅极图案105可分别用作下栅极(在下文中称为下栅极)和上栅极(在下文中称为上栅极), 因此可用作双栅极。

[0072] 在有源图案103的厚度范围内, 由于应用于超薄膜体的下栅极的强电场, 产生可在任何条件下控制达到上界面的超电容耦合。因此, 可控制施加到上栅极界面的电子和空穴并防止漏电流。也可使放大因子稳定, 从而改善由表面电位导致的线性响应、滞后和漂移现象, 并保持上栅极和下栅极之间的静电耦合。

[0073] 此外, 包括超薄有源图案103的晶体管可在有源图案103的厚度范围内增大离子感测能力, 同时与现有晶体管相比允许大的放大因子。

[0074] 此外, 与现有的晶体管相比, 包括超薄有源图案103的晶体管可在有源图案103的厚度范围内增强稳定性。由于离子损坏以及施加到其上界面的漏电流的因素, 厚的有源图案103中示出的变化放大系数可导致装置的劣化。然而, 根据本实施例的晶体管可控制漏电流同时使放大因子恒定, 因此使离子损坏最小化。

[0075] 此外, 当传统的晶体管具有过厚的下绝缘膜时, 下电场不能控制整个沟道区103c, 从而可弱化上栅极图案和下栅极图案105之间的静电耦合。然而, 根据本实施例的包括超薄有源图案103的晶体管可获得大的放大因子同时保持静电耦合。当上沟道界面完全耗尽时, 上栅极图案和下栅极图案105之间产生静电耦合, 并且由于下栅极图案105的电场不能控制现有的晶体管中的上沟道, 因此不发生放大现象。

[0076] 根据本实施例的有源图案103可包括从由氧化物半导体、有机半导体、多晶硅和单晶硅组成的组选择的任意一种。当有源图案103包括从由半导体、有机半导体、多晶硅和单晶硅组成的组选择的任意一种时, 可在其上栅极和下栅极之间产生静电耦合, 可产生高灵敏度传感器, 并可提供透明且灵活的传感器。有源图案103在面积或长度方面没有限制, 并且双栅极结构可利用使用上栅极图案和下栅极图案105的静电耦合现象。

[0077] 此外, 在晶体管中, 埋设氧化物层102可以具有约300nm至500nm或约500nm至1 μ m的厚度。此外, 栅极绝缘膜104可具有比下绝缘膜小的等效氧化物厚度。例如, 栅极绝缘膜104可具有约25nm或更小的厚度, 并且下绝缘膜可具有约50nm或更大的厚度。当栅极绝缘膜104具有比下绝缘膜小的等效氧化物厚度时, 可以放大信号灵敏度。

[0078] 栅极绝缘膜104和下绝缘膜可包括自然或人为地形成的氧化物层。氧化物层的示例可包括Si_xO_y、Hf_xO_y、Al_xO_y、Ta_xO_y或Ti_xO_y (这里, x和y是范围从1至5的整数)。氧化物层可具

有单层结构、双层结构或三层结构。因此,可增大其物理厚度并减小栅极绝缘膜104的等效氧化物厚度,从而放大传感器的灵敏度并防止由于漏电流而导致的劣化。此外,栅极图案105可利用Ti、TiN、Al、TiN或它们的组合形成。

[0079] 根据本实施例的场效应晶体管可具有如下结构:包括其中具有栅极绝缘膜104的场效应晶体管和包括BOX 102的下场效应晶体管两者。根据每种操作模式,场效应晶体管可作为上栅极和下栅极而独立地操作。当同时使用装置的上栅极和下栅极时,由于其双栅极结构的结构特性,可观察到静电耦合,并且可建立上场效应晶体管和下场效应晶体管之间的相关性。在双操作模式下,可使用下栅极作为主栅极。因此,根据本实施例的晶体管可在双栅极模式下操作。

[0080] 图3A至图3C是示意性示出根据本发明的实施例的有源图案103的平面图。

[0081] 图3A至图3C是示出根据本实施例的从上方看到的各种有源图案103的示图。有源图案103包括沟道区103c,沟道区103c具有连接源极区103s和漏极区103d的桥部。在本实施例中,桥部可具有约20 μm 至70 μm 的宽度。

[0082] 参照图3A至图3C,根据本实施例的有源图案103可形成具有例如约420 μm ×230 μm 的尺寸。在这种情况下,有源图案103可具有三种图案。

[0083] 例如,如图3A中所示,有源图案103可具有一个桥部103b,并且桥部103b可具有约70 μm 至80 μm 的长度L以及约20 μm 至30 μm 的纵向宽度W。此外,如图3B中所示,沟道区103c可具有多个桥部103b。此外,如图3C中所示,一个桥部103b可具有约70 μm 至80 μm 的长度L以及约60 μm 至70 μm 的宽度W。

[0084] 图4A至图4D是示意性示出根据本发明的实施例的栅极图案105的平面图。

[0085] 图4A至图4D是示出根据本实施例的从上方看到的各种栅极图案105的示图。参照图4A至图4D,根据本实施例的栅极图案105可具有四种图案。栅极图案105可包括:第一栅极区域105a,设置在有源图案103的一侧处;以及第二栅极区域105b,从第一栅极区域105a延伸到有源图案103以与沟道区103c至少部分地叠置。在这种情况下,第二栅极区域105b可具有例如约5 μm 至30 μm 的宽度W'。详细地,在图4A、图4B、图4C和图4D的实施例中,第二栅极区域105b可分别具有30 μm 、20 μm 、10 μm 和5 μm 的宽度W'。

[0086] 此外,参照图3和图4,根据本实施例的场效应晶体管具有三种有源图案103和四种栅极图案105,从而可产生总共12个场效应晶体管。这是为了允许根据待检测的生物标志物的类型和样品(例如,PBS、去离子水、尿液、粪便、血清、全血、痰、泪液、汗液等)进行选择。此外,这允许选择适合于用户目的的结构,例如,具有高灵敏度的沟道结构以检测生物标志物的痕量体积、具有低灵敏度但高稳定性的沟道结构以及用于检测多种生物标志物的多沟道结构。

[0087] 虽然已经主要描述了场效应晶体管10,但本发明不限于此。例如,应领会的是,配备有场效应晶体管10的生物传感器也落入本发明的范围内。

[0088] 图10是示意性示出根据本发明的实施例的生物传感器的概念图。

[0089] 将参照图10详细地描述根据本实施例的包括场效应晶体管10的生物传感器。生物传感器20包括用于检测样品中的分析物的电化学感测单元12(下文中也称为感测单元12)以及与感测单元12电连接以放大由感测单元12产生的信号的场效应晶体管10。

[0090] 场效应晶体管10为如上所述。

[0091] 场效应晶体管10的栅极图案可与感测单元12的电极连接。

[0092] 感测单元12可包括基板、形成在基板上的工作电极和参考电极、固定在工作电极上的分析物结合材料以及被构造为容纳分析物结合材料和分析物的测试室。通常,感测单元12可被构造为能够任意使用(disposable)。

[0093] 例如,基板可利用从由硅、玻璃、金属、塑料和陶瓷组成的组选择的材料形成。详细地,基板可利用从由硅、玻璃、聚苯乙烯、聚(丙烯酸甲酯)、聚碳酸酯和陶瓷组成的组选择的材料形成。电极的示例可包括氮化钛、银、银胶(silver epoxy)、钯、铜、金、铂、银/氯化银、银/银离子或汞和氧化汞。此外,感测单元12可包括形成在基板或工作电极上的绝缘电极。绝缘电极可包括自然或人为地形成的氧化物层。氧化物层的示例可包括 Si_xO_y 、 Hf_xO_y 、 Al_xO_y 、 Ta_xO_y 或 Ti_xO_y (这里,x和y是范围从1到5的整数)。

[0094] 在本说明书中,术语“分析物结合材料”和“分析物结合试剂”可互换使用,并可指能够向感测单元12提供功能化的材料或分析物特异性结合材料。分析物结合材料可包括脱氧核糖核酸(DNA)、核糖核酸(RNA)、核苷酸、核苷、蛋白质、多肽、肽、氨基酸、碳水化合物、酶、抗体、抗原、受体、病毒、基质、配体或膜或它们的组合。例如,分析物结合材料可以是能够特异性结合到例如CCSP-2或癌胚抗原(CEA)的结肠癌分泌蛋白(CCSP)(用于诊断结肠癌的标志物)的抗体。因此,感测单元12可以是例如用于检测结肠癌生物标志物(例如,CCSP-2或CEA)、流感病毒(例如,H5N1)或前列腺癌诊断生物标志物(例如,前列腺特异性抗原(PSA))的传感器。此外,分析物结合材料可包括氧化还原酶。氧化还原酶可指催化基质之间的氧化还原反应的酶。例如,氧化还原酶可包括氧化酶、过氧化酶、还原酶、过氧化氢酶或脱氢酶(dehydrogenase)。氧化还原酶的示例可包括葡萄糖氧化酶、乳酸氧化酶、胆固醇氧化酶、谷氨酸氧化酶、辣根过氧化物酶(HRP)、醇氧化酶、葡萄糖氧化酶(GOx)、葡萄糖脱氢酶(GDH)、胆固醇酯脱氢酶、抗坏血酸氧化酶、醇脱氢酶、漆酶、酪氨酸酶、半乳糖氧化酶或胆红素氧化酶。分析物结合材料可固定在基板、工作电极或绝缘电极上,术语“固定”可指分析物结合材料和基板之间的化学结合或物理结合。此外,固定组合物可固定在基板或电极上。固定组合物可指能够结合到分析物或连接体以使分析物结合材料固定在基板或电极的表面上的材料。固定组合物可包括具有生物素、抗生物素蛋白、链霉抗生物素蛋白、碳水化合物、聚L-赖氨酸、羟基、巯基、胺基、醇基、羧基、氨基、硫醚基、醛基、羰基、琥珀酰亚胺基、马来酰亚胺基、环氧基、异硫氰酸酯基或它们的组合的组合物。

[0095] 在本说明书中,术语“分析物”可指可能存在于样品中的令人感兴趣的材料。可检测的分析物可包括如下物质:该物质可与和能够参与夹层(sandwich)、竞争或替代分析配置的一种或更多种分析物结合材料的特异性结合相互作用相关。分析物的示例可包括半抗原或抗原,诸如肽(例如,激素)、蛋白质(例如,酶)、碳水化合物、蛋白质、药物、杀虫剂、微生物、抗体以及能够参与和互补序列的序列特异性杂交反应的核酸。分析物的详细的示例可包括CCSP(例如,CCSP-2或CEA),CCSP是结肠癌生物标志物、流感病毒(例如,H5N1)或前列腺癌诊断生物标志物(例如,PSA)。

[0096] 样品可以是来源于个体的生物样品,诸如包括人的哺乳动物。此外,生物样品可包括血液、全血、血清、血浆、淋巴、尿、粪便、组织、细胞、器官、骨髓、唾液、痰、脑脊液或它们的组合。

[0097] 样品通过电极和用于容纳分析物结合材料和分析物的测试室进入感测单元12中,

样品中存在的分析物结合到分析物结合材料并在测试室中产生化学势梯度。术语“化学势梯度”可指活性物质的浓度梯度。假设在两个电极之间存在这样的梯度。在这种情况下,当电路断开时,可检测到电位差,当电路闭合时,电流将流动直到梯度消失。化学势梯度可指通过在电极之间施加电势差或流动的电流而产生的电势梯度。

[0098] 图5是示出根据本发明的实施例的场效应晶体管10的噪声减小的曲线图,图6A至图6C是示出根据本发明的实施例的场效应晶体管10的电特性的曲线图。此外,图7是示出根据本发明的实施例的传感器的稳定性的评估结果的曲线图,图8是示出根据本发明的实施例的当将各种样品应用于其时传感器的稳定性的评估结果的曲线图。

[0099] 实施例:晶体管特性分析和使用晶体管的生物传感器的特性分析

[0100] (1) 晶体管的特性分析

[0101] 如上所述,制造如图2所示的晶体管,然后将晶体管与现有的晶体管进行比较。详细地,在背栅电压从-40V扫描至40V的同时测量根据本实施例的晶体管的漏电流,并且图5中示出了测量结果。

[0102] 如图5中所示,在具有现有的U形沟道的FET的情况下,由于载流子散射而导致的噪声肯定出现在栅极沟道中,但在根据本实施例的FET的情况下,由于散射而导致的噪声显著地减小。

[0103] 此外,图6A至图6C中示出了FET的电特性,即将顶栅电压从-2V扫描到4V并且将背栅电压从-40V扫描至40V同时施加500mV、1V和4V作为漏电压的FET的结果。

[0104] 如图6A至图6C所示,即使当施加宽范围的电压时,本发明的FET也显示出对漏电压的稳定响应特性、108的开关电流比特性以及2.3V/dce的SS特性。

[0105] (2) 生物传感器的制造及其性能分析

[0106] 为了制造电化学感测单元12,使用具有约300nm的厚度的玻璃作为其基板。在标准RCA清洁之后,使用电子束蒸发器将用于测量基板的表面中的电位差的工作电极ITO沉积至约100nm的厚度。接着,使用RF溅射法在ITO层上沉积作为绝缘电极的SnO₂膜(氧化物膜)至约45nm的厚度。在这种情况下,RF功率约为50W。大体上,在具有约20sccm的流速和3mtorr压力条件的Ar气体条件下执行溅射工艺。随后,使用聚二甲硅氧烷(PDMS)制造用于容纳样品的测试室,通过将测试室附着到绝缘电极来制造感测单元12。此外,使用银/氯化银电极作为参考电极。通过使所制造的晶体管的栅极图案电极和所制造的感测单元12的工作电极以插入的形式连接来制造传感器。

[0107] 交替地使用pH4、pH7和pH10溶液评估制造的传感器的稳定性。此外,通过在pH7溶液下测量信号10小时来评估稳定性。首先,通过重复地执行如下方法来分析传感器信号改变的程度:使传感器与pH7溶液反应10分钟并除去pH7溶液,使传感器与pH10溶液反应10分钟并除去pH10溶液,使传感器与pH7溶液反应10分钟并除去pH7溶液,然后使传感器与pH4溶液反应10分钟,并将分析结果示出在图7中。

[0108] 图7是示出根据本实施例的传感器的稳定性的评估结果的曲线图。

[0109] 如图7中所示,可看出,在根据本实施例的传感器的情况下,不断地测量参考电压并将不同的溶液交替地引入到传感器,还可看出的是,与作为理论值的59.6mV相比,参考电压每pH值改变约1400mV并且增大23.5倍。

[0110] 此外,通过参考电压测量尿液、粪便、pH7溶液中的传感器的稳定性,以检测即使在

各种临床样品下,根据本实施例的传感器是否依然确保稳定性,图8中示出了测量结果。

[0111] 图8是示出根据本发明的实施例的当将各种样品应用于其时传感器的稳定性的评估结果的曲线图

[0112] 如图8中所示,可看出的是,根据本实施例的传感器在60分钟内示出了1.75%的变化并且还示出了长期的稳定性。这表明即使当传感器持续地驱动60分钟时,也确保了传感器的信号稳定性,并且表明了即使当FET传感器被重复地和持续地使用时,通过提出的方法制造的FET传感器也可用作具有高的可靠性的生物传感器。

[0113] 此外,对实际临床样品执行测量以验证传感器的性能。详细地,通过拭子方法收集H5N1(一种AI病毒亚型)并将其插入到病毒裂解缓冲液中,然后提取核蛋白(NP)并测量各浓度以检测H5N1病毒。该测量是根据本实施例的传感器使用其中混合有鸟粪的黄油测量的结果,该测量表明可以在不进行预处理的情况下应用现场样品。此外,针对来自临床患者的血清样品的各浓度,使用根据本实施例的传感器测量CCSP-2(结肠癌生物标志物)。此外,针对来自临床患者的尿中的各浓度,使用根据本实施例的传感器测量PSA(前列腺癌生物标志物)。图9A至图9C中示出了结果。

[0114] 图9A至图9C是示出根据本发明的实施例的传感器的分析物检测性能的曲线图。

[0115] 如图9A至图9C中所示,可看出的是,根据本实施例的传感器是能够检测分析物的痕量体积并且还能够没有预处理样品的情况下检测现场中的分析物的高灵敏度传感器。

[0116] 虽然已经参照附图中示出的实施例描述了本发明,但本领域的技术人员应理解的是,本实施例仅是对本发明的说明,并且可在不脱离本发明的精神和范围的情况下,做出各种修改和等效替代。因此,本发明的技术范围应仅由所附权利要求的技术概念来确定。

[0117] 符号描述

[0118] 10:场效应晶体管

[0119] 12:感测单元

[0120] 20:生物传感器

[0121] 101:下硅层

[0122] 102:埋设氧化物层

[0123] 103:有源图案

[0124] 104:栅极绝缘膜

[0125] 105:栅极图案

[0126] 103c:沟道区

[0127] 103s:源区

[0128] 103d:漏区

[0129] 110':金属层

[0130] 110s:源极

[0131] 110d:漏极

[0132] 122:钝化氧化膜

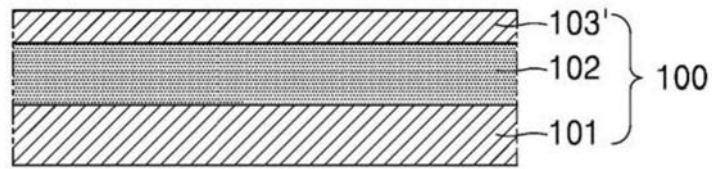


图1A

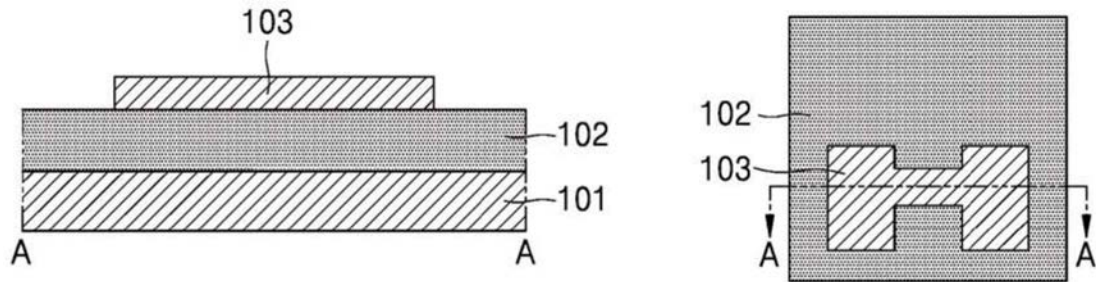


图1B

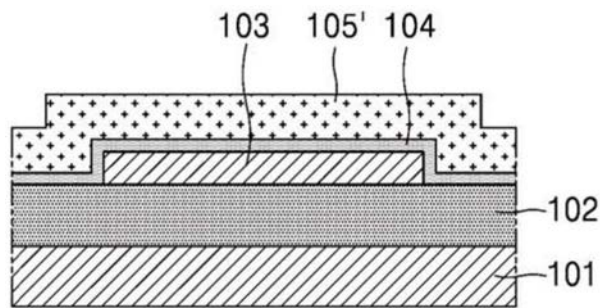


图1C

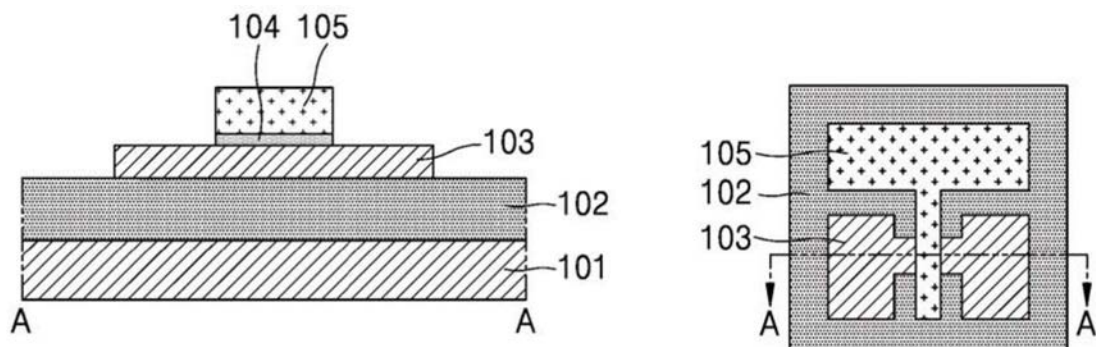


图1D

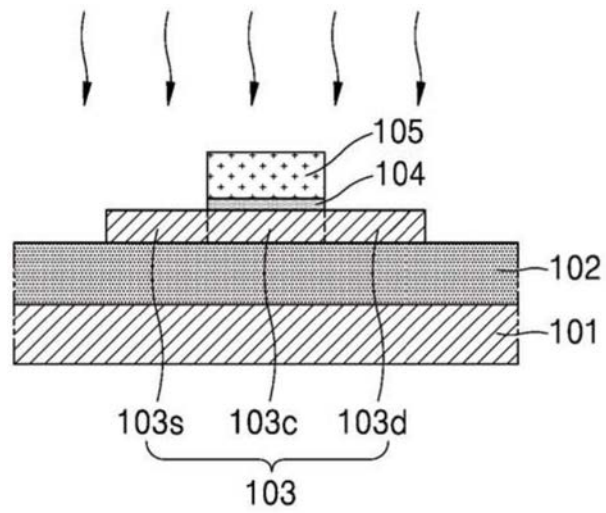


图1E

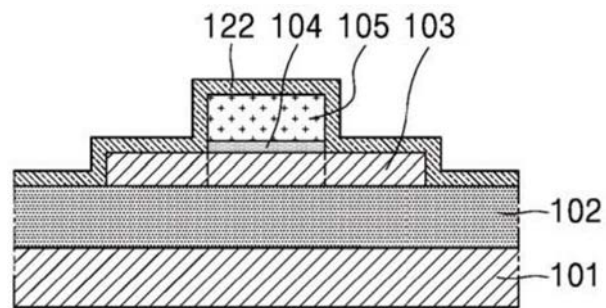


图1F

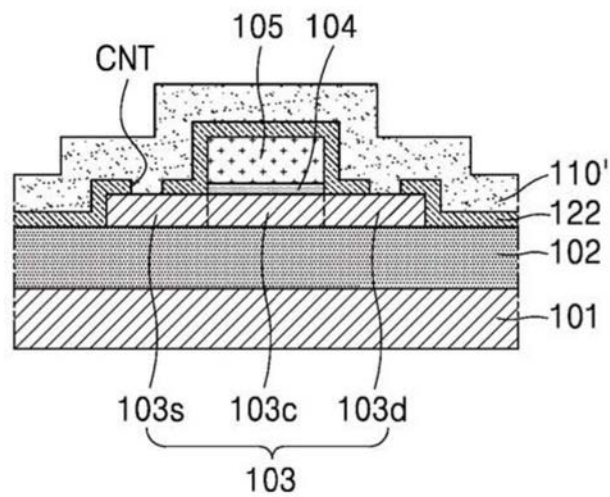


图1G

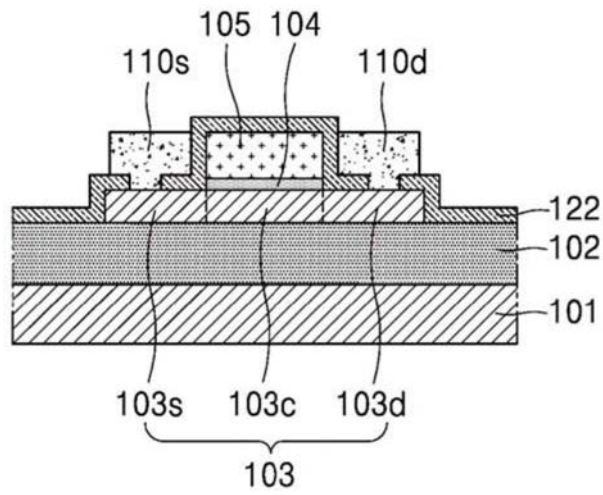


图1H

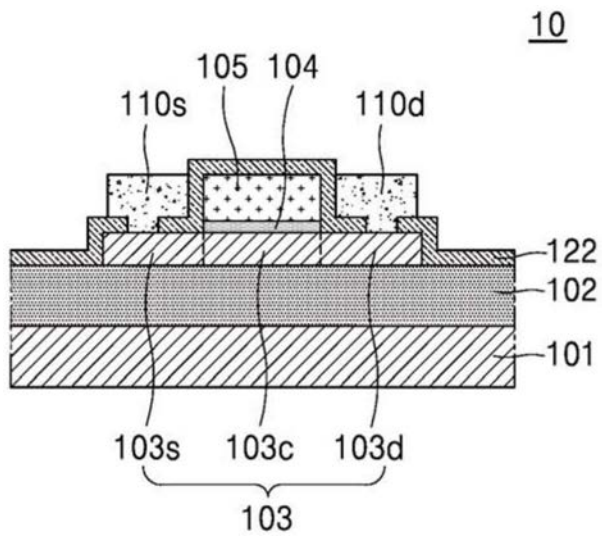


图2

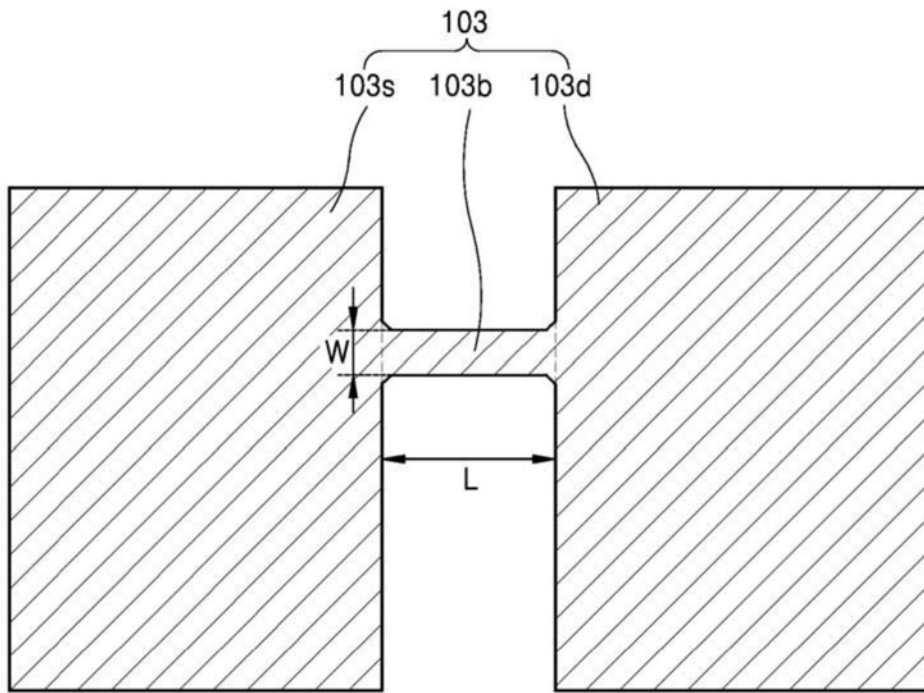


图3A

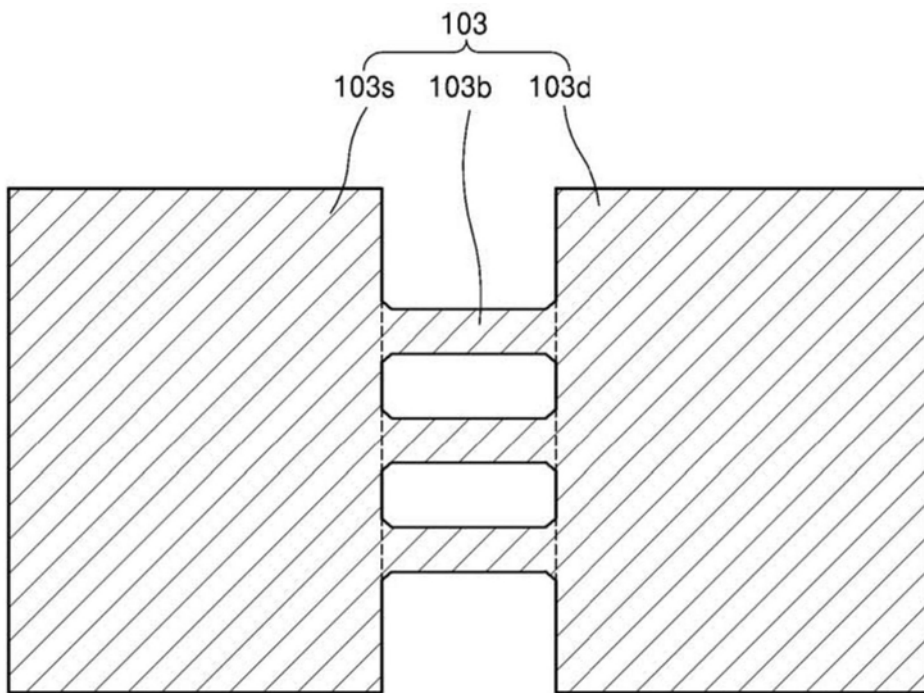


图3B

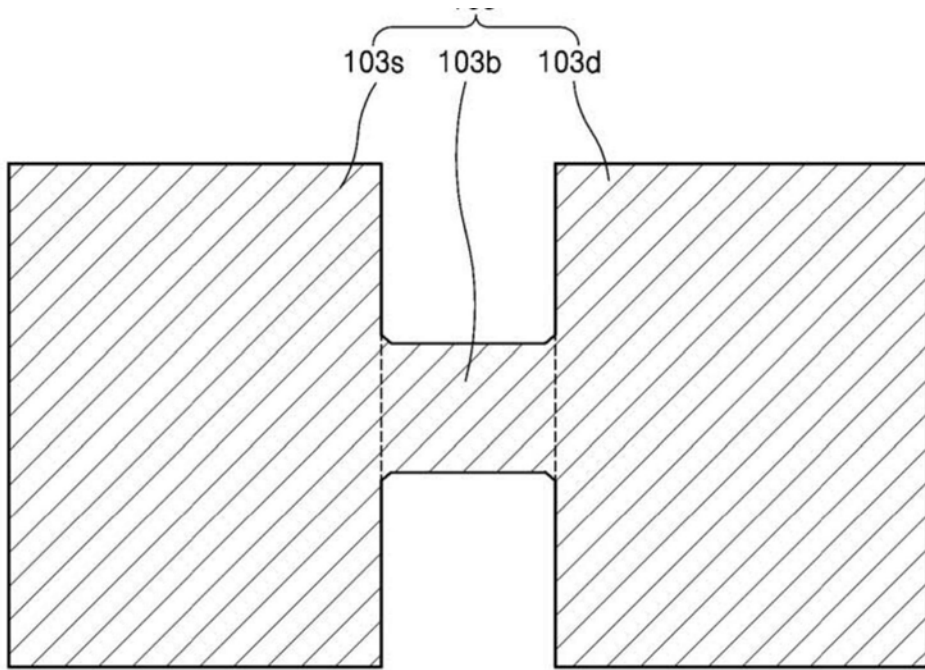


图3C

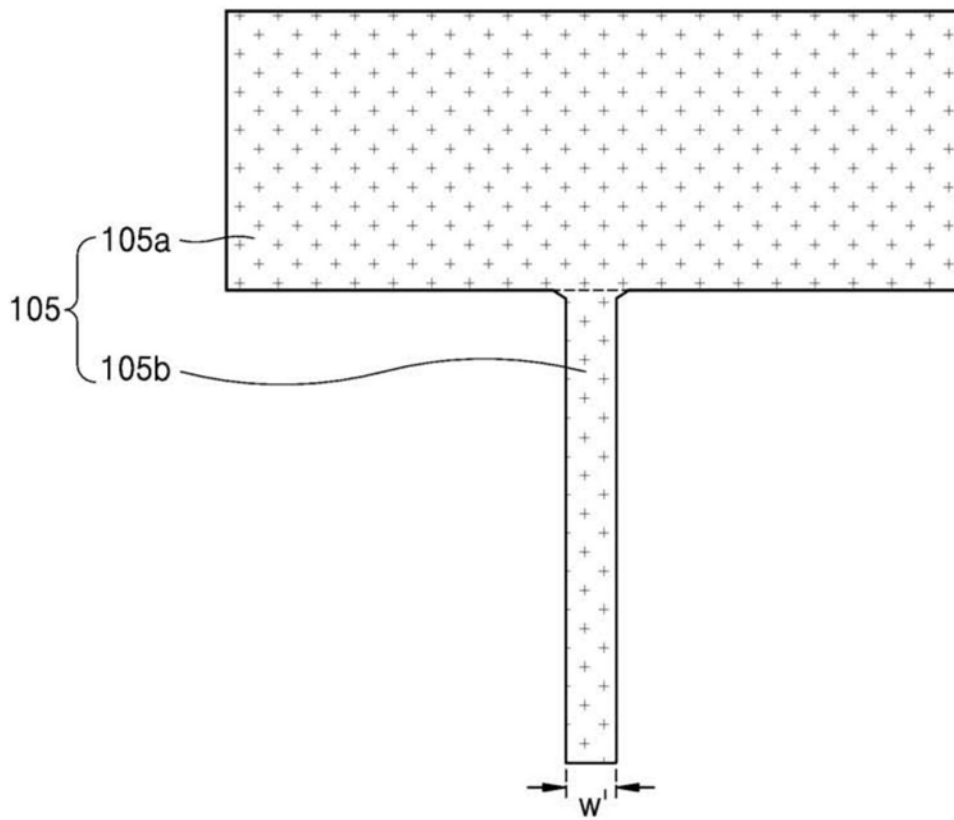


图4A

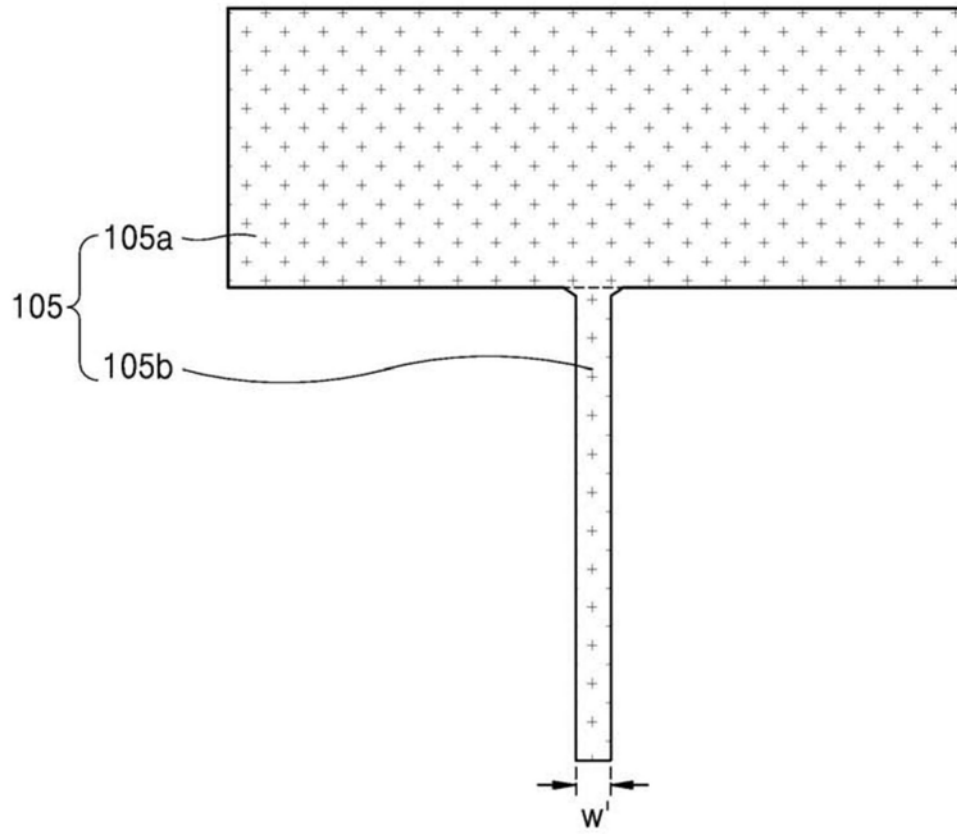


图4B

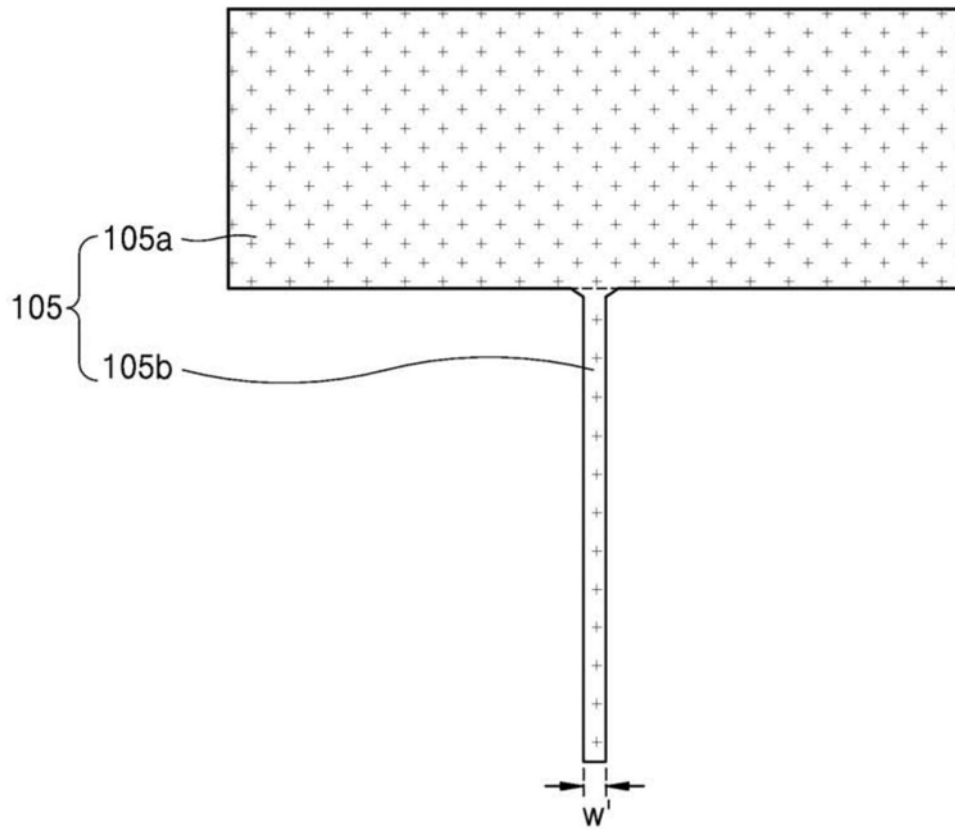


图4C

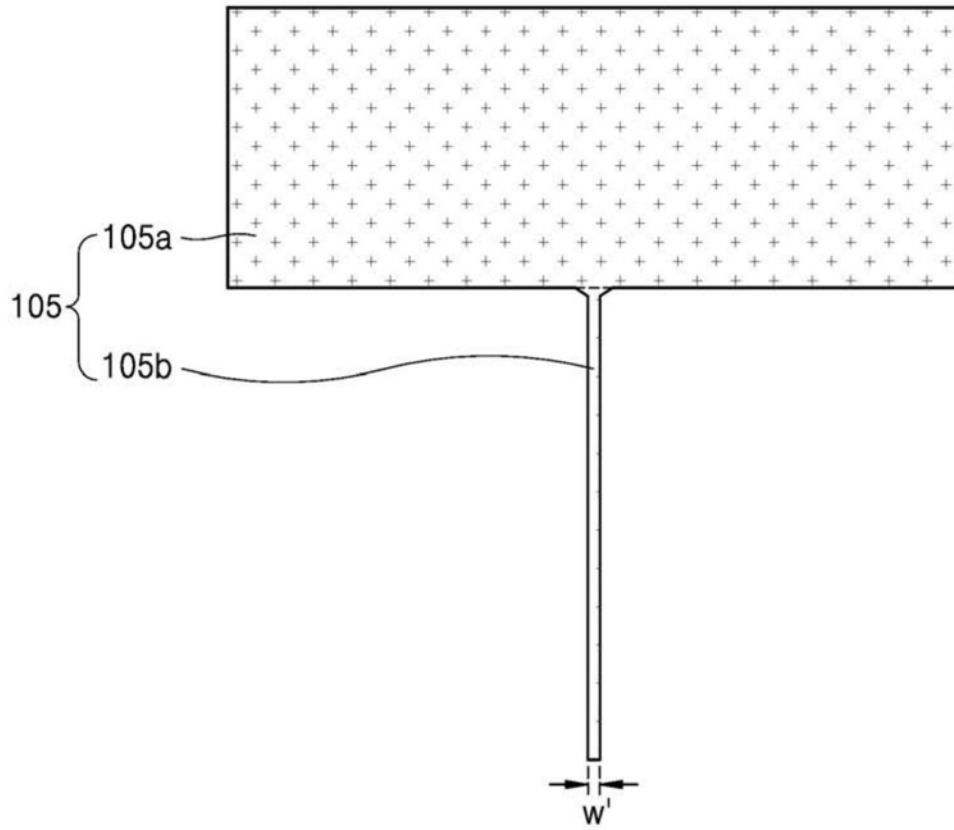


图4D

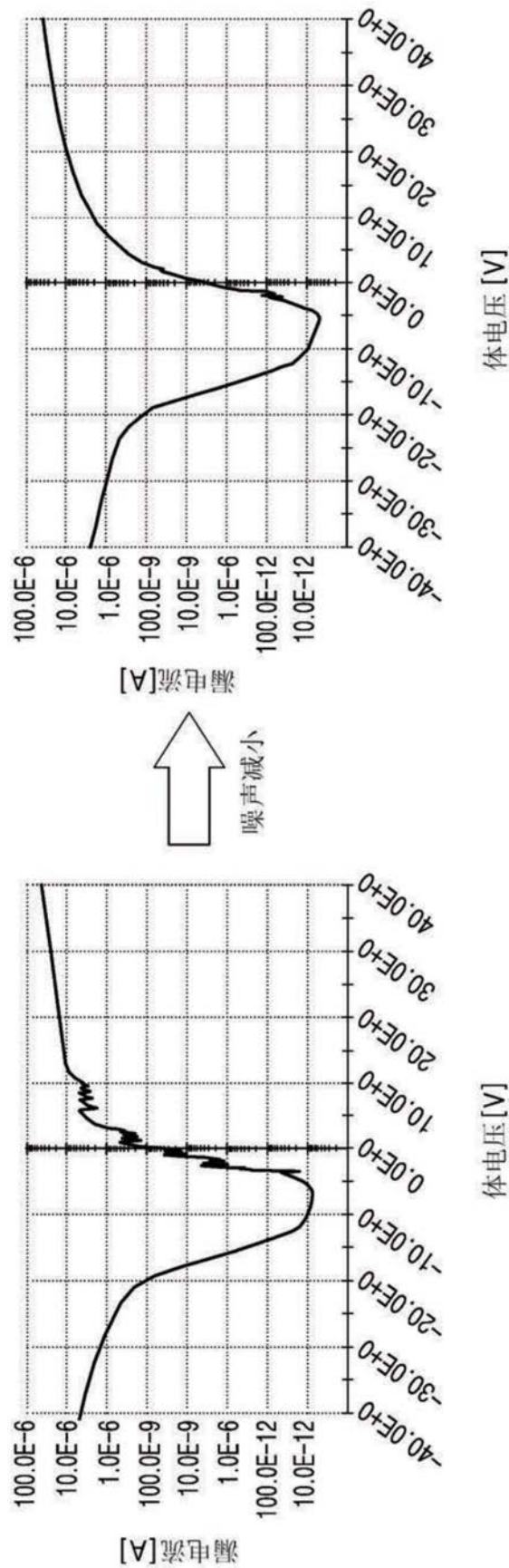


图5

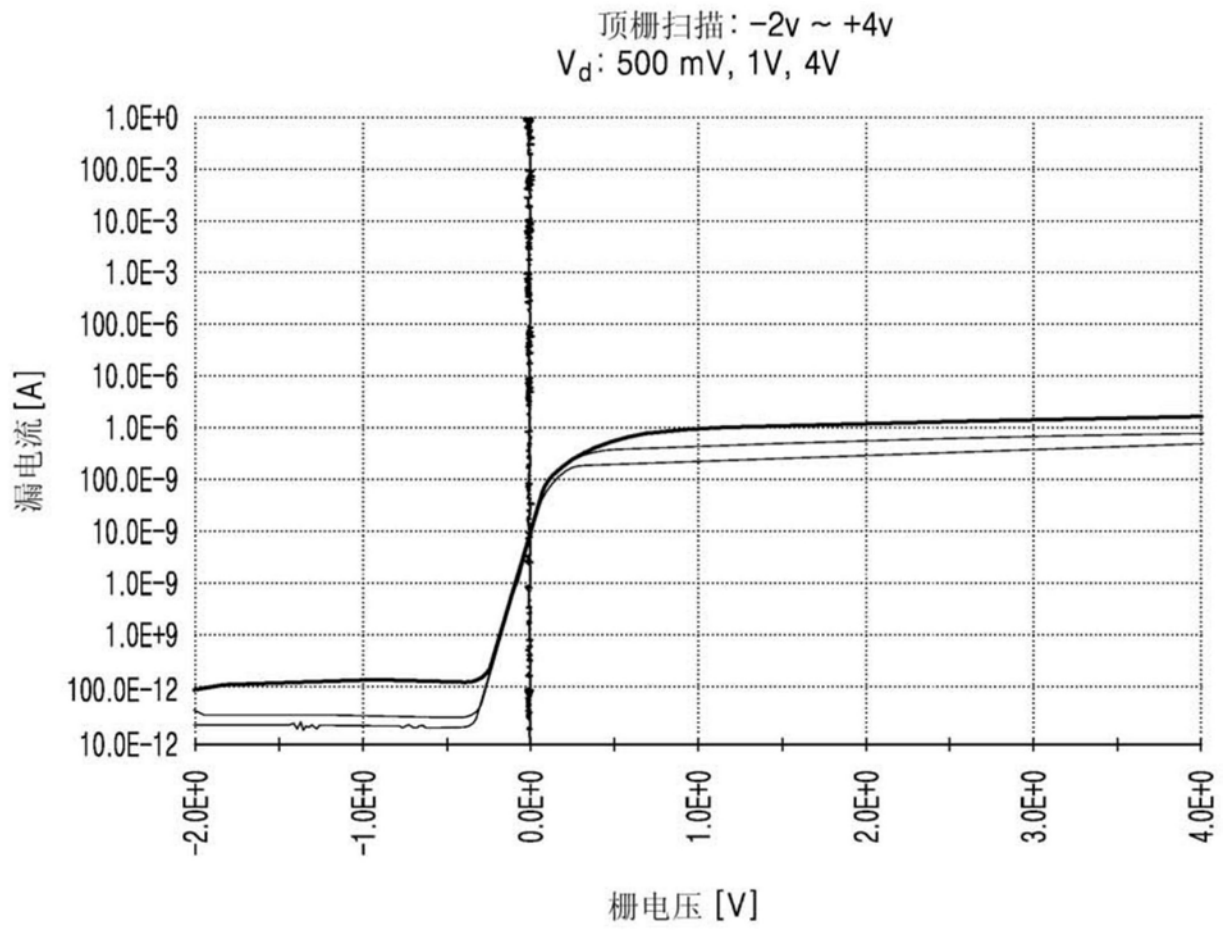


图6A

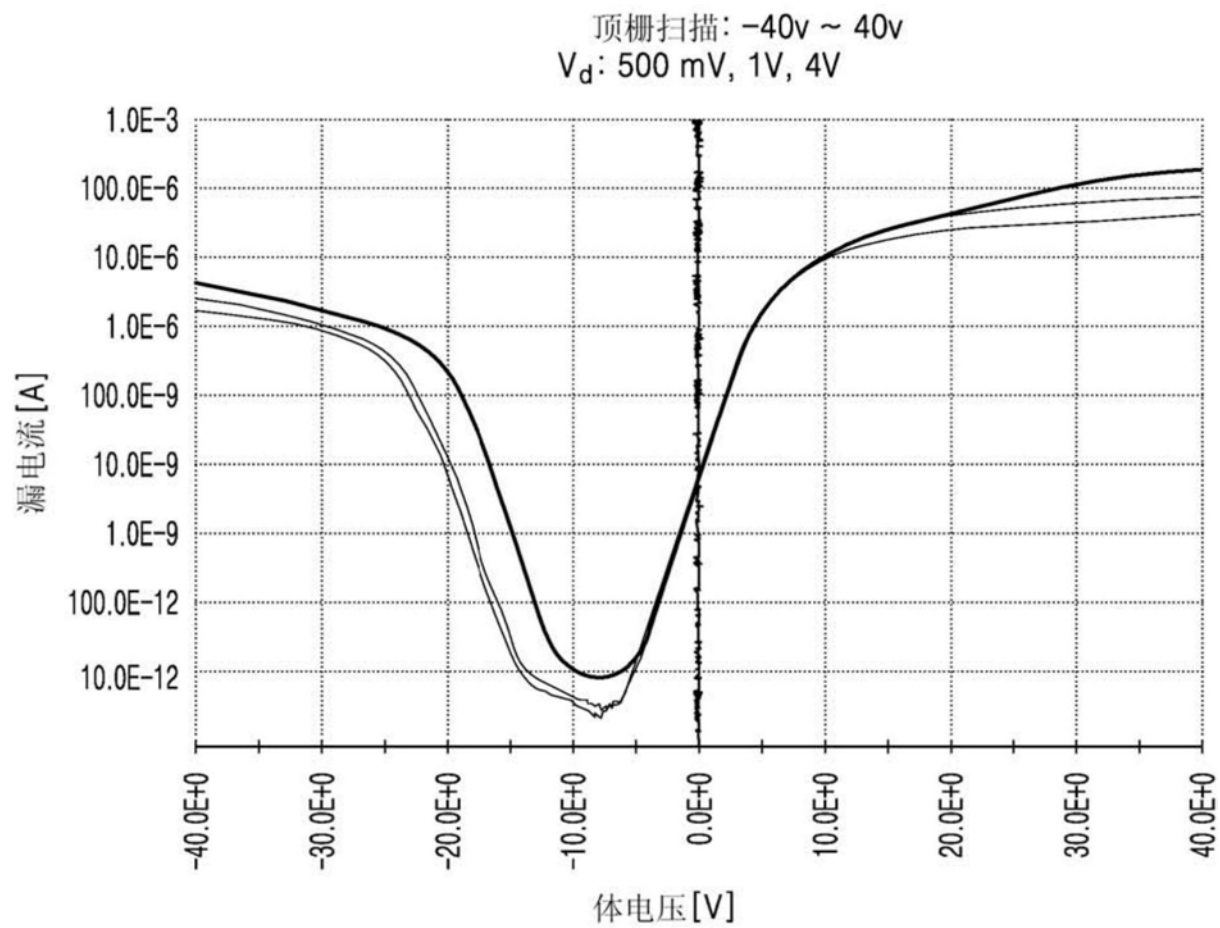


图6B

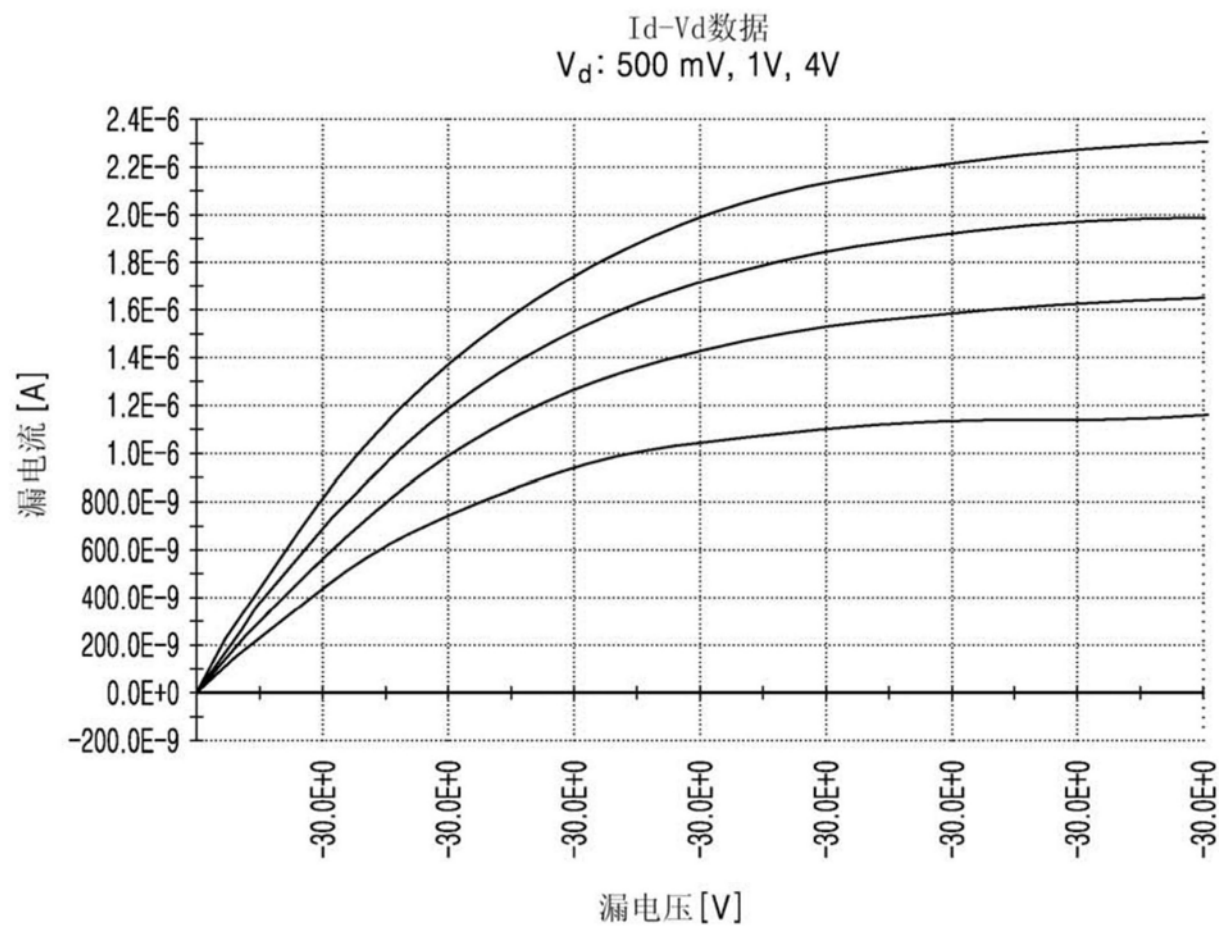


图6C

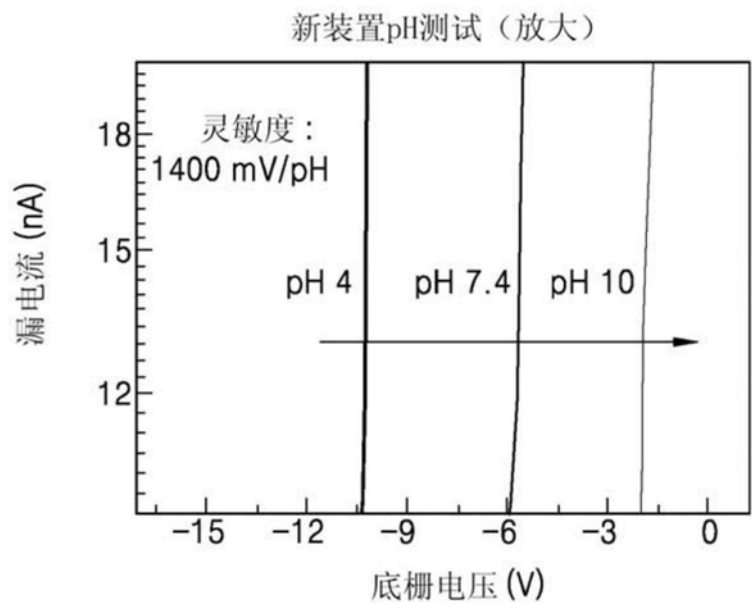


图7

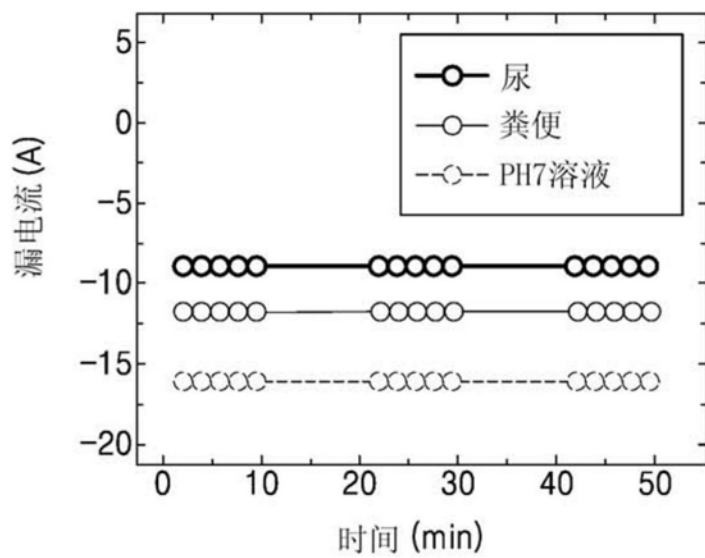


图8

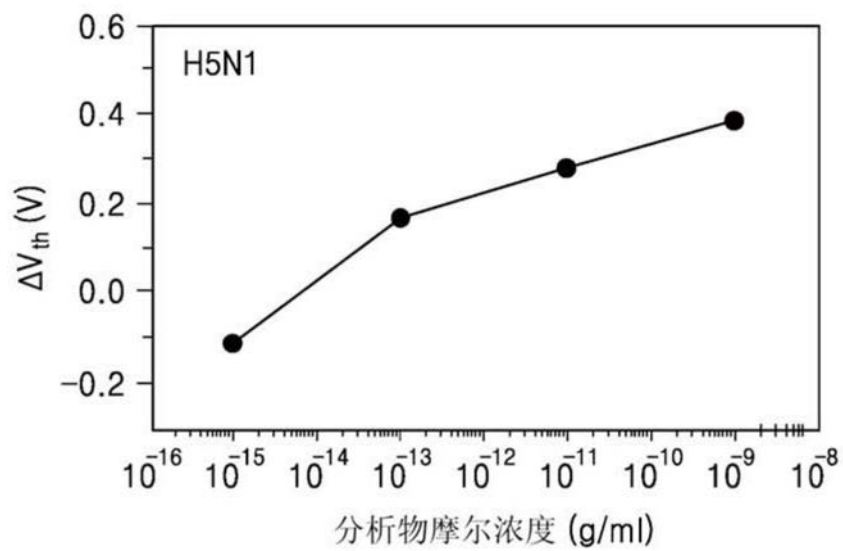


图9A

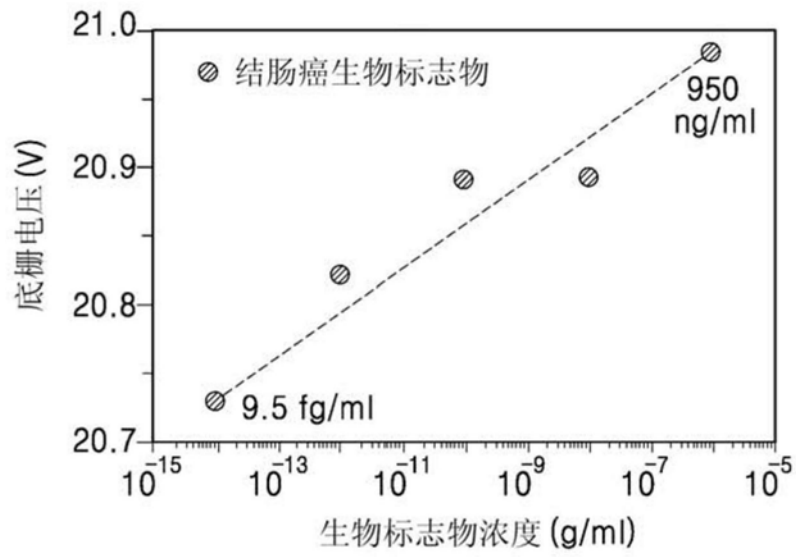


图9B

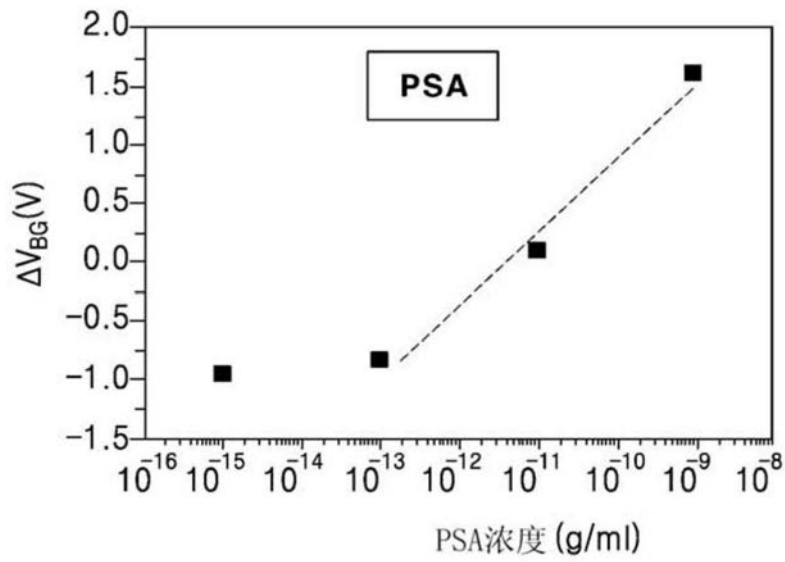


图9C

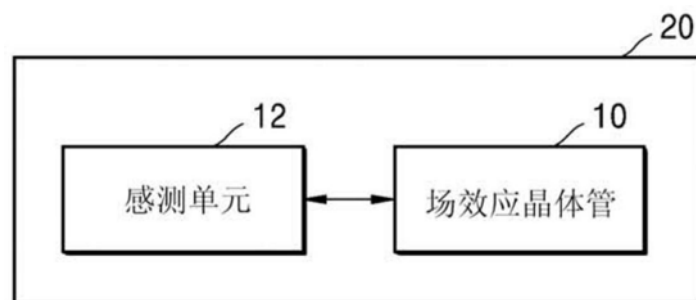


图10