



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 96108769.2

[45] 授权公告日 2003 年 8 月 27 日

[11] 授权公告号 CN 1119652C

[22] 申请日 1996.6.25 [21] 申请号 96108769.2
[30] 优先权
[32] 1995.6.28 [33] US [31] 496269
[71] 专利权人 摩托罗拉公司
地址 美国伊利诺斯
[72] 发明人 杜纳尔德·E·阿克利 查一龙·施
审查员 孙 毅

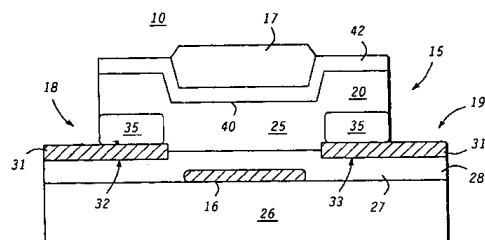
[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所
代理人 陆立英

权利要求书 4 页 说明书 9 页 附图 1 页

[54] 发明名称 薄膜晶体管生物 / 化学传感器

[57] 摘要

一种化学传感器，它包含一个薄膜晶体管，该晶体管带有一个位于一侧的栅极。隔离层位于相对侧而指示膜位于隔离层上，通常正对着栅。由生物或化学物质在指示膜中引起的感生电荷改变了晶体管中的沟道电流。然后用栅上的电位来消除得到的沟道电流的改变。用来消除电流改变的这一电位是感生电荷的一种极为灵敏的度量。



1.一种薄膜晶体管生物/化学传感器(10), 其特征在于:

一个薄膜晶体管(15), 它包括: 一个半导体层(20)和一个源端(18)和一个漏端(19), 该源端(18)和漏端(19)作为该晶体管(15)的部分而形成并具有相距的关系以限定半导体层(20)中的一个电流沟道(25); 以及, 形成在半导体层(20)的一侧并与电流沟道(25)并置的隔离栅(16), 从而当源端(18)、漏端(19)以及隔离栅(16)被激活时控制通过电流沟道(25)在源端(18)与漏端(19)之间流动的电流; 以及

一个指示膜(17), 它位于与半导体层(20)的不同于隔离栅(16)的一个相对的侧面相邻处并位于该侧面上, 并与电流沟道(25)并置, 从而当源端(18)和漏端(19)被激活时控制通过半导体层(20)而在源端(18)与漏端(19)之间流动的电流。

2.根据权利要求1的薄膜晶体管生物/化学传感器(10), 其进一步的特征在于源端(18)和漏端(19)每一个都包括位于半导体层(20)的一个表面上的一个半导体材料层(35)和位于该半导体材料层(35)上的一种导电材料(31)。

3.根据权利要求1的薄膜晶体管生物/化学传感器(10), 其进一步的特征在于隔离栅(16)包括位于半导体层(20)的一个表面上的一个第一隔离层(28)和位于该第一隔离层(28)上的

一种导电材料(31)。

4.根据权利要求1的薄膜晶体管生物/化学传感器(10)，其进一步的特征在于半导体层(20)包括非晶硅、氢化非晶硅、多晶硅、硒化镉或有机半导体中的一种。

5.根据权利要求1的薄膜晶体管生物/化学传感器(10)，其中，

源端(18)包括位于半导体材料层(35)上的一种导电材料(31)且漏端(19)包括位于一个半导体材料层(35)上的一种导电材料(31)，源端(18)的该半导体材料层(35)与漏端(19)的半导体材料层(35)成相距且相对的关系以确定半导体层(20)中的一个电流沟道(25)。

6.用于制造一种薄膜晶体管生物/化学传感器(10)的一种方法，其特征在于以下步骤：

提供具有一个平坦表面的一个支持衬底(26)；

在该支持衬底的表面上沉积一个导电材料层从而确定一个隔离栅(16)；

在该导电材料层上沉积一个第一隔离层(28)；

在第一隔离层(28)的两个分隔开的区域(32和33)上沉积一种导电材料(31)，该分隔开的区域(32和33)沿着横向与导电材料层相距并在导电材料层的相对侧面上；

在两个分隔开的区域(32和33)的每一个中的导电材料上沉

积一种半导体材料(35)；

在两个分隔开的区域(32和33)中的每一个中的半导体材料(35)上和在它们之间的第一隔离层(28)上沉积一个半导体层(20)，以便为一个薄膜晶体管(15)确定位于这两个分隔开的区域(32和33)之间并与半导体层(20)重叠的一个重叠表面(40)和一个电流沟道(25)；

在该半导体层(20)的该重叠表面(40)上沉积一个第二隔离层(42)；以及

在该第二隔离层(42)上沉积一个指示膜(17)。

7.用于制造一种薄膜晶体管生物/化学传感器(10')的一种方法，其特征在于以下步骤：

提供具有一个平坦表面的一个支持衬底(26')；

在该支持衬底的该表面上沉积一个导电材料层，从而确定一个隔离栅(16')；

在该导电材料层上沉积一个第一隔离层(28')；

在该第一隔离层(28')上沉积一个半导体层(20')，从而确定一个重叠表面(40')和一个电流沟道(25')；

在该半导体层(20')的两个分隔开的区域(32'和33')上沉积一种半导体材料(35')，这两个分隔开的区域(32'和33')位于隔离栅(16')的相对的侧面上；

在这两个分隔开的区域(32'和33')中的该半导体材料(35')

上沉积导电材料(31')；

在该两个分隔开的区域(32'和33')之间的半导体层(20')
的重叠表面(40')上沉积一个第二隔离层(42')；以及
在该第二隔离层(42')上沉积一个指示膜(17)。

薄膜晶体管生物/化学传感器

本发明涉及传感器，确切涉及薄膜晶体管生物/化学传感器。

当前，对传感器特别是能检测生物和/或化学物质的传感器的需求正与日俱增。目前能执行这类功能的传感器都比较难以制造，因而也比较昂贵。

大多数已知的传感器都采用具有电阻之类的变化特性的材料。传感器则须组合到可利用(读出)这种改变特性的电路中。例如，可将材料薄膜组合到惠斯登电桥式的设备中以读出液态或气态化学物引起的电阻改变。问题是为了使传感器的灵敏度达到实用的范围，一般都要求某种形式的放大。

鉴此，提供一种制造成本较低的极灵敏的传感器是极为有利的。

为此，本发明的一个目的是提供一种新的改进了的生物化学传感器。

本发明的另一目的是提供一种制造成本较低的新的改进了的生物化学传感器。

本发明的又一目的是提供一种极为灵敏的新的改进了的生物化学传感器。

本发明的再一目的是提供一种可靠性业已提高且大大放宽了封装限制的新的改进了的生物化学传感器。

本发明还有一个目的是提供一种可容易地清除被检测的生物或化学物质的新的改进了的生物化学传感器。

本发明再有一个目的是提供一种可容易地适用于检测各种各样生物和化学物质、光或运动的新的改进了的传感器。

本发明又有一个目的是提供一种可容易地组合各种补偿技术以扣除在传感器中发生的自然改变的新的改进了的传感器。

上述的问题和上述的目的可在包含一个其隔离栅极位于一侧而指示膜位于相反侧（通常正对着隔离栅极）的隔离层上的薄膜晶体管的薄膜晶体管生物/化学传感器中，至少部分地解决了和实现了。在指示膜中由生物或化学物质引起的感生电荷或电荷位移，使薄膜晶体管中的沟道电流发生改变。然后用栅极电位使得到的沟道电流变化消除。用来消除电流变化的这个电位是感生电荷的极为灵敏的度量。

在另一实施例中，指示膜是一个光敏薄膜，其中由光来感应或位移电荷。利用对光信号具有微分响应的生物材料细菌视紫红(bacteriorhodopsin)作为指示膜，提供了一种运动传感器。

根据本发明的一个实施例提供了一种薄膜晶体管生物/化学传感器，其特征在于：一个薄膜晶体管，它包括：一个半导体层和一个源端和一个漏端，该源端和漏端作为该晶体管的部分而形成并具有相距的关系以确定半导体层中的一个电流沟道；以及，形成在半导体层的一侧并与电流沟道并置的隔离栅，从而当源端、漏端以及隔离栅被激活时控制通过电流沟道在源端与漏端之间流动的电流；以及一个指示膜，它位于与半导体层的不同于隔离栅

的一个相对的侧面相邻处并位于该侧面上，并与电流沟道并置，从而当源端和漏端被激活时控制通过半导体层而在源端与漏端之间流动的电流。

根据本发明的另一个实施例，提供了用于制造一种薄膜晶体管生物/化学传感器的一种方法，其特征在于以下步骤：提供具有一个平坦表面的一个支持衬底；在该支持衬底的表面上沉积一个导电材料层从而确定一个隔离栅；在该导电材料层上沉积一个第一隔离层；在第一隔离层的两个分隔开的区域上沉积一种导电材料，该分隔开的区域沿着横向与导电材料层相距并在导电材料层的相对侧面上；在两个分隔开的区域的每一个中的导电材料上沉积一种半导体材料；在两个分隔开的区域中的每一个中的半导体材料上和在它们之间的第一隔离层上沉积一个半导体层，以便为一个薄膜晶体管确定位于这两个分隔开的区域之间并与该导电层重叠的一个重叠表面和一个电流沟道；在该半导体层的该重叠表面上沉积一个第二隔离层；以及在该第二隔离层上沉积一个指示膜。

根据本发明的再一个实施例，提供了用于制造一种薄膜晶体管生物/化学传感器的一种方法，其特征在于以下步骤：提供具有一个平坦表面的一个支持衬底；在该支持衬底的该表面上沉积一个导电材料层，从而确定一个隔离栅；在该导电材料层上沉积一个第一隔离层；在该第一隔离层上沉积一个半导体层，从而确定一个重叠表面和一个电流沟道；在该半导

体层的两个分隔开的区域上沉积一种半导体材料，这两个分隔开的区域位于隔离栅的相对的侧面上；在这两个分隔开的区域中的该半导体材料上沉积导电材料；在该两个分隔开的区域之间的半导体层的重叠表面上沉积一个第二隔离层；以及在该第二隔离层上沉积一个指示膜。

图 1 是根据本发明的一个薄膜晶体管生物/化学传感器实施例的简化剖面图；

图 2 是根据本发明的另一个薄膜晶体管生物/化学传感器实施例的简化剖面图。

现参照附图。图 1 是根据本发明的薄膜晶体管生物/化学传感器 10 的一个实施例的简化剖面图。传感器 10 包含一个薄膜晶体管 15，其一侧上有一个隔离栅 16。指示膜 17 位于薄膜晶体管 15 的相反侧上，通常正对着栅 16。在隔离栅 16 的相对二侧制作源端 18 和漏端 19 作为晶体管 15 的一部分，而其间的半导体层 20 形成电流沟道 25。栅 16 和指示

膜 17 也位于半导体层 20 的相对二侧。

在图 1 所示的实施例中,提供了一个支持衬底 26,并在支持衬底 26 的表面 27 上将导电材料层图形化以确定栅 16。支持衬底 26 可以是任何一种方便的材料,在本实施例中是一个玻璃板。应该了解,为了将要描述的目的,栅 16 一般带有外部连接(为方便起见,图 1 中未示出此外部连接)。此外部连接可在栅 16 图形化的同时制作,而且通常延伸到支持衬底 26 的可达区。

在栅 16 上沉积一个第一隔离层 28,它可以是氮化硅(SiN_x)之类的任何一种方便的材料。在隔离层 28 上二个分隔开的区域 32 和 33 中沉积一种导电材料 31。分隔开的区域 32 和 33 横向分开且位于栅 16 的相对二侧并确定源端 18 和漏端 19 的位置。在区域 32 和 33 中的导电材料 31 上沉积半导体材料 35,并在半导体材料 35 和隔离层 28 上沉积半导体层 20 以形成电流沟道 25。对导电材料 31 和半导体材料 35 要加以选择,以便在各个源端 18 和漏端 19 处同半导体层 20 形成欧姆接触。

通常,薄膜晶体管 15 可用任何一种熟知的材料体系来制作,诸如氢化非晶硅(a-Si:H)、非晶硅(a-Si)、多晶硅、硒化镉(CdSe)、有机半导体等。在一个具体的例子中,半导体层 20 由氢化非晶硅制作,而半导体材料 35 由掺杂的氢化非晶硅制作以提供良好的 N^+ 型导电。隔离层 28 由任何可兼容材料制作,在本具体例子中是氮化硅(SiN_x)。导电材料 31 和栅 16 可以是任何一种方便的金属或其它方便的导电材料。

半导体层 20 上确定了一个通常在栅 16 上方的重叠表面 40。表面 40 示作半导体层 20 上表面中的一个稍许凹下区,但应了解,在某

些具体实施例中,此上表面也可以是平坦的。通常,本领域技术人员理解,表面 40 和隔离层 28 之间的距离选择成使薄膜晶体管 15 能恰当地工作。在半导体层 20 共形沉积的情况下,表面 40 和隔离层 28 之间的距离由半导体层 20 的厚度决定,而且上表面通常如图 1 所示。

在半导体层 20 的上表面上,特别是在表面 40 上,沉积一个第二隔离层 42。第二隔离层 42 可以是一个生长在半导体层 20 表面上的二氧化硅层,也可以由同第一隔离层 28 相同的材料或其它任何方便的绝缘材料构成。在本公开中,“沉积”一词假定为包括任何一种熟知的在一层材料上提供另一层材料的方法。然后在隔离层 42 的一个表面上沉积指示膜 17。指示膜 17 可以是例如一种生物化学材料,例如诸如铈基在材料的有机金属络合物或各种对生物物质极为灵敏的抗体。在其它的结构中,指示膜也可以是一个光敏层,包括有机或无机光电二极管材料。而且,采用对光信号具有时间微分响应的嗜盐细菌细菌视紫红(halobacteria bacteriorhodopsin),可以容易地制作运动探测器。

在传感器 10 的某些应用中,待检测的材料或物质借助于吸收、电吸引、化学键合或其它现象(依赖于指示膜 17 和所检测的材料)而被附着在指示膜 17 上,在指示膜 17 中感生一个电荷或电荷位移。在传感器 10 用作光电晶体管的情况下,指示膜 17 对照射于其上的光的出现很灵敏,这就在其中感生电荷。由于指示膜 17 邻近于电流沟道 25,故其工作相似于晶体管 15 的栅或控制端。于是,在指示膜 17 中的感生电荷或电荷位移就引起通过沟道 25 的电流的改变。然后用栅 16 上的电位来消除流过沟道 25 的电流的改变。栅 16 上的电位可被校准即用作被检测材料或物质的极为灵敏的指示和度量。

除了在测量和指示过程中采用隔离栅 16 外,

栅 16 还使薄膜晶体管生物/化学传感器 10 的基线得以稳定。通常,薄膜晶体管对阈值电压漂移(在良好的器件中可达约 1—2V)很敏感,使基线产生漂移。传感器 10 可容易地适用于以几种方式来克服这种基线漂移。例如,可周期性地将指示膜 17 暴露于“清洁环境”中并调整栅 16 上的电位以消除任何沟道电流。在另一例子中,提供了一个传感器 10 的微分对,其一个传感器的指示膜被钝化。因二个传感器 10 中的基线漂移几乎是相同的,故参考传感器 10(钝化指示膜 17)的信号可用来补偿其它传感器 10 中的任何改变。

在某些应用中(通常依赖于被检测的材料和指示膜 17),借助于对栅 16 加一相当大的电位,可清洗即更新传感器 10。此大电位的电荷应与被检测材料上的任一纯电荷相同,而且通常大于此电荷,以便从指示膜 17 驱除被检测的材料。例如,若正离子被检测,则纯电荷就是各离子上的电荷。由于这种清洗和更新传感器 10 的新颖方法可就地执行而无需额外人力,故此方法是非常有利的。

现参照图 2,图中示出了根据本发明的薄膜晶体管生物/化学传感器 10' 的简化剖面图。在本实施例中,相似的元件用相似的参考号表示,所有的参考号都加有撇号以表示不同的实施例。传感器 10' 包含一个薄膜晶体管 15', 一个隔离栅极 16' 位于其一侧上。隔离的指示膜 17' 位于晶体管 15' 的相反侧上,通常正对着栅 16'。在栅 16' 的相反二侧上制作一个源端 18' 和一个漏端 19' 作为晶体管 15' 的一部分,而半导体层 20' 在其间形成一个电流沟道 25'。栅 16' 和指示膜 17' 也位于半导体层 20' 的相反二侧。

在图 2 所示的实施例中,提供了一个支持衬底 26', 并在支持衬底 26' 的表面 27' 上对导电材料层进行图形化以确定栅 16'。支持

衬底 26' 可以是任何一种方便的材料, 在本实施例中是一个玻璃板。如前面所解释的, 栅 16' 上通常具有外部连接, 为方便起见, 此外部连接在图 2 中未示出。此外部连接可在栅 16' 图形化时同时制作, 而且通常延伸到支持衬底 26' 可达的区域。

在支持衬底 26' 上和栅 16' 上沉积一个第一隔离层 28', 它可以是氮化硅(SiN_x)之类的任何一种方便的材料。在隔离层 28' 上沉积半导体层 20', 并在半导体层 20' 上分隔开的区域 32' 和 33' 中沉积半导体材料 35'。分隔开的区域 32' 和 33' 横向分布在栅 16' 的相对二侧, 且确定源端 18' 和漏端 19' 的位置。在此实施例中, 也在位于通常正对着栅 16' 的区域中用化学腐蚀或本领域熟知的其它方法来清除半导体材料 35' (而且在某些应用中还清除部分半导体层 20')。在图 2 的实施例中, 用腐蚀的方法在半导体层 20' 中确定出一个外表面 40'。

在区域 32' 和 33' 的半导体材料 35' 的表面上沉积金属或其它导电良好的材料 31', 以分别形成源端 18' 和漏端 19' 的电接触。在半导体层 20' 的表面 40' 上和半导体材料 35' 上沉积一个第二隔离层 42', 以便将指示层 17' 同源端 18' 和漏端 19' 隔离开来。然后在同表面 40' 相重叠的隔离层 42' 上沉积指示膜 17', 致使通常正对着栅端 16'。

如上文所述, 指示膜 17' 被引入被检测的材料、物质或情况, 这种材料、物质或情况就在指示膜 17' 中感生电荷或电荷位移。由于指示膜 17' 位于电流沟道 25' 的附近, 其工作就相似于晶体管 15' 的栅即控制端。指示膜 17' 中的感生电荷或电荷位移于是引起流过沟道 25' 的电流的改变。然后用栅 16' 上的电位来消除流过沟道 25' 的电流的改变。栅 16' 上的这一电位被校正或用作被检测材料、物质或情况的一种极为灵敏的指示或度量。

这样就公开了生物化学传感器,其制造成本较低,可扩大为大的传感器阵列,而且极为灵敏。而且,这种新的改进了的生物化学传感器可以容易地清除被检测的生物或化学物质,而且可容易地适用于检测各种各样的生物和化学物质、光或运动(情况)。在新的改进了的传感器中还可容易地组合各种补偿技术以便扣除传感器中发生的自然改变。这种新的改进了的生物化学传感器提供了更高的可靠性和具有更宽松得多的封装限制的制造性能。当所有电接触置于半导体(例如层20)下方时,就出现获得封装改善的例子。这些接触则可经由支撑衬底中的通道而被寻址。在这一结构中,唯一暴露于大气(敌方)的表面是指示膜,这就导致可靠性提高并显著地放宽了封装限制。

虽然现已描述了本发明的具体实施例,但对本领域的技术人员来说仍有进一步修改和改进的可能。因此,我们希望人们能理解,本发明不局限于所示的特定形式,而是在所附权利要求书中覆盖所有不超越本发明精神与范围的修改。

图 1

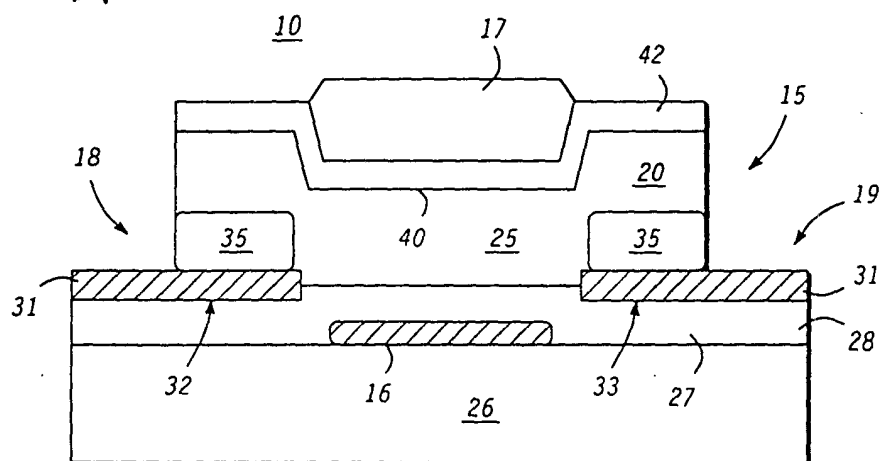


图 2

