



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 106052943 A

(43) 申请公布日 2016. 10. 26

(21) 申请号 201610065711. 6

(22) 申请日 2016. 01. 29

(30) 优先权数据

10-2015-0046751 2015. 04. 02 KR

(71) 申请人 韩国科学技术研究院

地址 韩国首尔市城北区

(72) 发明人 李贤正 李承禹 李基荣

(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 刘奕晴

(51) Int. Cl.

G01L 9/12(2006. 01)

A61B 5/021(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 5/0245(2006. 01)

权利要求书2页 说明书16页

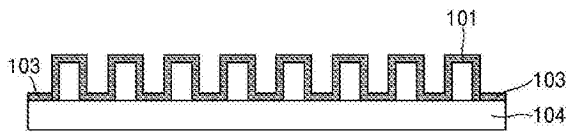
序列表18页 附图16页

(54) 发明名称

包括混合电子片的压力传感器及可穿戴装置

(57) 摘要

提供一种包括混合电子片的压力传感器及可穿戴装置。所述压力传感器具有良好的可控电性能和良好的机械柔韧性和稳定性,并以简单且高度可复制的方式测量例如压力,其中,传感器中组件的电阻根据施加的压力改变。



1. 一种压力传感器,包括:
底部基片;
顶部基片,位于底部基片上并与底部基片的至少一部分分开;
电子片,形成在底部基片的至少一部分上或与顶部基片的面对底部基片的表面的至少一部分上,或者
第一电子片和第一电子片,所述第一电子片形成在底部基片的至少一部分上,所述第二电子片形成在顶部基片的面对底部基片的表面的至少一部分上;
其中,电子片包括石墨材料和结合到石墨材料的噬菌体,且所述结合在展示在噬菌体的外壳蛋白或外壳蛋白片段上的肽与石墨材料之间进行。
2. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述第一电子片的至少一部分接触所述第二电子片的至少一部分,或者,所述第二电子片的至少一部分接触所述第一电子片的至少一部分。
3. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述底部基片或顶部基片具有不平坦的表面图案,所述表面图案具有凸出部分和凹入部分。
4. 根据权利要求3所述的压力传感器,其中,所述凸出部分具有三角形、四边形或圆形的截面。
5. 根据权利要求3所述的压力传感器,其中,位于底部基片的凸出部分上的所述第一电子片的至少一部分接触位于顶部基片的凸出部分或凹入部分上的所述第二电子片的至少一部分,或者,位于顶部基片的凸出部分上的所述第二电子片的至少一部分接触位于底部基片的凸出部分或凹入部分上的所述第一电子片的至少一部分。
6. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述底部基片或顶部基片包括柔性基片。
7. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述底部基片利用中间绝缘层或中间绝缘结构与顶部基片分开,所述中间绝缘层或中间绝缘结构位于底部基片和顶部基片之间。
8. 根据权利要求1所述的压力传感器,所述压力传感器还包括位于底部基片或顶部基片的表面上的盖,所述表面与形成对应的电子片的表面相对。
9. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述第一电子片和所述第二电子片的接触面积、接触距离和导电网络密度依赖于分别施加到底部基片和顶部基片的压力。
10. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述第一电子片或第二电子片中的石墨材料与噬菌体的数量比例在1:10至10:1的范围。
11. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述第一电子片的电阻值等于或大于第二电子片的电阻值。
12. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述第一电子片的电阻值小于第二电子片的电阻值。
13. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述第一电子片或第二电子片的内部结构包括渗透网络结构。
14. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述石墨材料包括从以下项中选择的至少一种:石墨烯片、高定向热解石墨片、氧化石墨稀、还原的氧化石墨稀、单壁碳纳米管、双壁碳纳米管、多壁碳纳米管和富勒烯。
15. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述石墨材料包括石墨稀片与单壁碳纳

米管的组合。

16. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述肽具有从在SEQ ID NO.1至SEQ ID NO.8中阐述的氨基酸序列中选择的至少一个序列。

17. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述噬菌体通过基因工程而具有与石墨材料的亲和性。

18. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述噬菌体包括M13噬菌体、F1噬菌体、Fd噬菌体、If1噬菌体、Ike噬菌体、Zj/Z噬菌体、Ff噬菌体、Xf噬菌体、Pf1噬菌体或Pf3噬菌体。

19. 根据权利要求1所述的压力传感器,其中,所述压力传感器用于测量血压或心率。

20. 一种可穿戴装置,包括如权利要求1所述的压力传感器。

包括混合电子片的压力传感器及可穿戴装置

[0001] 本申请要求于2015年4月2日在韩国知识产权局提交的第10-2015-0046751号韩国专利申请的权益,该申请的公开内容出于所有目的通过引用包含于此。

技术领域

[0002] 一个或多个示例性实施例涉及一种包括混合电子片的压力传感器以及一种包括压力传感器的可穿戴装置。

背景技术

[0003] 由于引入了触摸输入方式的移动终端或显示器的流行和商业可用性,使压力传感器得以广泛使用。触摸式压力传感器正引起用于机器人(测量并响应外部环境或刺激)以及用于电子装置的关注。由于对普适环境的越来越多的认识以及人形机器人的技术发展,除了接收一维指令并重复执行对应操作的处理机器人之外,独立地响应并处理复杂且多变的环境或外部刺激的机器人正变得倍受关注。为了主动地响应外部刺激和环境变化,这样的机器人通过安装在他们的表面上的触摸压力传感器系统将外部刺激和环境变化转换为电子信号,并且主动灵活地响应用户的指令。

[0004] 除了情感电子装置和人形机器人之外,基于柔性器件的压力传感器还可用于管理身体活动和常规体育活动的传感器系统。基于柔性器件的超灵敏压力传感器可用于可穿戴传感器系统,所述可穿戴传感器系统通过人体皮肤测量心脏脉搏波或通过将压力传感器附着到鞋底来收集关于人体行走和习惯的数据。为了实施这种可穿戴系统,需要开发包括具有良好弯曲和恢复性能以及良好机械柔韧性和稳定性的传感器基本单元的传感器。

[0005] 基于硅基固态MEMS的压力装置具有高水平的精确度,但由于他们的易碎性,他们缺乏柔韧性且容易裂缝,导致他们在包括柔性表面的各种表面上应用的高难度。为了开发具有高机械柔韧性的新颖柔性电子装置,诸如聚吡咯、PEDOT:PSS或聚苯胺的导电聚合物、石墨烯或诸如碳纳米管(CNT)、金属纳米颗粒或金属纳米线的纳米结构材料正作为硅的替代选择而获得关注。具体地,由于其高的光传播性和导电性,CNT是常规使用的ITO的替代选择。CNT还具有良好的化学稳定性和机械特性。此外,合成工艺中的新进展使CNT的批量生产成为可能,降低其制造成本。然而,在基于导电聚合物的压力传感器的情况下,他们的长期稳定性以及当接触水分时他们的导电性会显著改变。因此,该材料不适合压力传感器。在基于纳米材料的装置的情况下,考虑到纳米材料的性能,难以获得再现性。

[0006] 因此,需要开发具有良好可控电性能的压力传感器及具有良好的机械柔韧性和可靠性的压力传感器,以便可使用/应用于包括人形机器人、智能车辆、航空应用、仿真、处理控制、人类友好IT、指纹识别系统或生物监测智能传感器等的各个领域。

发明内容

[0007] 一个或多个示例性实施例包括一种压力传感器,所述压力传感器包括:底部基片;顶部基片,位于底部基片上并与底部基片的至少一部分分开;电子片,形成在底部基片

的至少一部分或顶部基片的面对底部基片的表面的至少一部分上,或者,第一电子片和第二电子片,所述第一电子片形成在底部基片的至少一部分上,所述第二电子片形成在顶部基片的面对底部基片的表面的至少一部分上;其中,电子片包括石墨材料和结合到石墨材料的噬菌体,所述结合在噬菌体的展示在外壳蛋白或其片段上的肽与石墨材料之间进行。

[0008] 一个或更多个示例性实施例包括用于测量生物信息的可穿戴装置,所述可穿戴装置包括压力传感器。

附图说明

[0009] 通过下面结合附图对实施例的描述,这些和/或其它方面将变得明显且更容易理解,在附图中:

[0010] 图1A至图1C示出了根据示例性实施例的压力传感器的图案化底部基片的示例;

[0011] 图2A至图2C示出了根据示例性实施例的压力传感器的底部基片的示例;

[0012] 图3A至图3C示出了根据示例性实施例的压力传感器的图案化顶部基片的示例;

[0013] 图4示出了根据示例性实施例的压力传感器;

[0014] 图5A至图5D示出了根据另一示例性实施例的压力传感器的示例;

[0015] 图6A至图6D示出了根据另一示例性实施例的压力传感器的示例;

[0016] 图7A和图7B示出了包括中间绝缘结构或中间绝缘层的根据示例性实施例的压力传感器;

[0017] 图8示出了根据示例性实施例的压力传感器的混合电子片;

[0018] 图9示出了如何制造根据示例性实施例的混合电子片;

[0019] 图10示出了根据示例性实施例的压力传感器的顶部基片的微观结构的图像;

[0020] 图11示出了根据示例性实施例的压力传感器的图像;

[0021] 图12是当不同水平的压力施加到根据示例性实施例的压力传感器时的电流图;

[0022] 图13是当按压或释放根据示例性实施例的压力传感器时的电流图;

[0023] 图14示出了在通过使用手指将瞬时压力施加到根据示例性实施例的压力传感器的实验的图像,并示出了由通过手指轻敲产生的力导致的压力传感器的电流随着时间变化图;

[0024] 图15示出了根据通过使用根据示例性实施例的压力传感器测量桡动脉处流动的血液的脉动转换的电流图;

[0025] 图16示出了示出如何执行使根据示例性实施例的压力传感器与市场上可买到的具有10mm直径的Phidgets FSR传感器进行比较的实验的示意图,以及两个传感器对于由手指在桌上轻敲导致的振动的响应性能的曲线图;

[0026] 图17示出了用于实验的小型压力传感器的图像,执行所述实验是为了确定根据示例性实施例的压力传感器的敏感性与压力传感器的混合电子片的组成之间的关系;

[0027] 图18示出了当从0kPa开始以1kPa的增量压力速率按压由石墨材料和p8GB#1以8:2的比例制成并转移在根据示例性实施例的压力传感器的顶部基片上的混合电子片和由石墨材料和p8GB#1以8:2的比例制成并转移在压力传感器的底部基片上的混合电子片时的与压力有关的电流图;

[0028] 图19示出了当从0kPa开始以1kPa的增量压力速率按压由石墨材料和p8GB#1以2:2

的比例制成并转移在根据示例性实施例的压力传感器的顶部基片上的混合电子片以及由石墨材料和p8GB#1以8:2的比例制成并转移在压力传感器的底部基片上的混合电子片时的与压力有关的电流图；

[0029] 图20示出了当从0kPa开始以1kPa的增量压力速率按压由石墨材料和p8GB#1以2:2的比例制成并转移在根据示例性实施例的压力传感器的顶部基片上的混合电子片以及由石墨材料和p8GB#1以2:2的比例制成并转移在压力传感器的底部基片上的混合电子片时的与压力有关的电流图；

[0030] 图21示出了当从0kPa开始以1kPa的增量压力速率按压由石墨材料和p8GB#1以8:2的比例制成并转移在根据示例性实施例的压力传感器的顶部基片上的混合电子片以及由石墨材料和p8GB#1以2:2的比例制成并转移在压力传感器的底部基片上的混合电子片时的与压力有关的电流图；

[0031] 图22示出了当从0kPa开始以1kPa的增量压力速率按压由石墨材料和p8GB#1以5:2的比例制成并转移在根据示例性实施例的压力传感器的顶部基片上的混合电子片以及聚(3,4-乙烯二氧噻吩(3,4-ethylenedioxythiophene))聚磺苯乙烯(PEDOT:PSS)转移在其上的混合电子片时的与压力有关的电流图。

具体实施方式

[0032] 现在将详细参照在附图中示出的实施例,其中,相同的参考标号自始至终指示相同的元件。就这一点而言,本实施例可具有不同的形式且不应当被理解为限于这里所阐述的实施方式。因此,下面参照附图仅描述示例性实施例,以解释本实施方式的各个方面。当在一列元件之后时,诸如“至少一个”的表述修饰整列元件,不修饰该列的个别元件。

[0033] 一方面提供了一种压力传感器,所述传感器包括:底部基片;顶部基片,位于底部基片上并与底部基片的至少一部分分开;电子片,形成在底部基片的至少一部分或顶部基片的面对底部基片的表面的至少一部分上,或者形成在底部基片的至少一部分上的第一电子片以及形成在顶部基片的面对底部基片的表面的至少一部分上的第二电子片;其中,所述电子片包括石墨材料和结合到石墨材料的噬菌体,且所述结合在展示在噬菌体的外壳蛋白或其片段上的肽与石墨材料之间进行。

[0034] 这里所使用的术语“压力传感器”可与“触摸传感器”或“触觉传感器”被可交换地使用,指的是一种检测所受的力、接触、压力、触觉或触摸并将他们转换为信号(例如,电信号)的装置、工具或器件。在一些实施例中,压力传感器可以是柔性压力传感器,并可具有小于1mm的厚度的集成化和小型化压力传感器。在一些实施例中,压力传感器可具有良好的可控电性能、机械柔韧性和可靠性,且由于这些特性,压力传感器可用于人形机器人、触摸显示器、生物信息测量可穿戴装置、智能车辆、航空应用、仿真、处理控制、人类友好IT、指纹识别系统或生物监测智能传感器。

[0035] 这里所使用的术语“片”指的是具有特定宽度和特定厚度的材料,例如,可包括膜(film)、网(web)、膜(membrane)或他们的复合结构。

[0036] 这里所使用的术语“石墨材料”指具有例如石墨表面的具有碳原子六角排布的表面的材料,并且不管物理、化学或结构性能,可包括具有石墨表面的任何材料。其示例是石墨烯片、高定向热解石墨(HOPG)片、氧化石墨烯、还原的氧化石墨稀、诸如单壁碳纳米管、双

壁碳纳米管和多壁碳纳米管的碳纳米管以及富勒烯。石墨材料可以是金属、半导体或其混合。例如,石墨材料可以是石墨片与单壁碳纳米管的组合。

[0037] 参照图1至图3,具有第一电子片101的底部基片104或具有第二电子片102的顶部基片105可具有图案,其中,第一电子片101已经转移到底部基片104,第二电子片102已经转移到顶部基片105。例如,底部基片104或顶部基片105可具有呈凸出部分和凹入部分的图案化表面,凸出部分可具有三角形、四边形或圆形的截面。此外,压力传感器还可包括电连接到电子片101、102的电极103。在一些实施例中,电极103可电连接到第一电子片101和第二电子片102中的至少一个,并可在底部基片104或顶部基片105上图案化。例如,第一电子片101可在底部基片104上的电极103的图案之间图案化并转移。在一些实施例中,电极103在底部基片104上转移,第一电子片101在电极103上图案化并转移。在一些实施例中,第一电子片101在底部基片104上转移,电极103在第一电子片101上图案化并转移。第二电子片102和电极103可如以上所述按照相同的方式设置在顶部基片105上。

[0038] 在一些实施例中,压力传感器可包括形成在底部基片104或者顶部基片105的面对底部基片104的表面的至少一部分上的导电材料层。例如,当电子片形成顶部基片105的面对底部基片104的表面的至少一部分上时,导电材料层可形成在底部基片104上,或者,当电子片形成在底部基片104上时,导电材料层可形成在顶部基片105的面对底部基片104的表面的至少一部分上。导电材料层可包括导电材料,下面将描述其示例。

[0039] 顶部基片105和底部基片104中的每个可以是例如透明柔性基片的柔性基片。顶部基片105和底部基片104中的每个可以是使用例如聚二甲基硅氧烷(PDMS)、聚醚砜(PES)、聚(3,4-乙烯二氧噻吩)、聚(磺化苯乙烯)、聚酰亚胺、聚氨酯、聚酯、全氟聚醚(PFPE)、聚碳酸酯或上述聚合物的组合而制造的基片。

[0040] 电极103的材料可包括导电材料,例如,银、含银环氧树脂(silver epoxy)、钯、铜、铝、金、钛、铬、镍、铂、银/氯化银、银/银离子或汞/汞的氧化物。在一些实施例中,导电聚合物由于它的柔韧性且容易涂覆而可用于形成电极103。这样的导电聚合物的示例是聚(3,4-乙烯二氧噻吩)聚磺苯乙烯(PEDOT:PSS)。

[0041] 参照图4和图5,第一电子片101的至少一部分可接触第二电子片102的至少一部分,或第二电子片102的至少一部分可接触第一电子片101的至少一部分。对于该接触,第一电子片101转移在其上的底部基片104或第二电子片102转移在其上的顶部基片105可如上所述图案化。在一些实施例中,压力传感器还可包括位于底部基片104或顶部基片105的表面的盖106,所述表面与形成第一电子片101和第二电子片102的表面相对,盖106可保护或覆盖压力传感器,并可与底部基片104或顶部基片105一体地形成。

[0042] 参照图6,形成在底部基片104的凸出部分上的第一电子片101的至少一部分可接触形成在顶部基片105的凸出部分或凹入部分上的第二电子片102的至少一部分。在一些实施例中,形成在顶部基片105的凸出部分上的第二电子片102的至少一部分可接触形成在底部基片104的凸出部分或凹入部分上的第一电子片101的至少一部分。为了接触,底部基片104或顶部基片105可根据以上描述图案化。该接触可出现在两个基片的最长凸出部分之间、两个基片的凸出部分的侧表面之间或者一个基片的最长凸出部分与另一基片的凹入部分之间。由于根据实施例的接触,压力传感器可具有高敏感性并可快速响应均匀(even)剪切力。

[0043] 参照图7,压力传感器还可包括中间绝缘结构107或中间绝缘层108,以使底部基片104与顶部基片105分开。例如,底部基片104和顶部基片105可利用在其之间的中间绝缘结构107或中间绝缘层108而彼此分开特定距离。中间绝缘结构107或中间绝缘层108的高度可被调整为大于形成在底部基片104上的第一电子片101或电极103的高度。

[0044] 施加到底部基片104、顶部基片105或盖106的压力可改变第一电子片101与第二电子片102之间的接触面积、接触距离或导电网络密度。由于施加的压力,已经彼此分开的第一电子片101与第二电子片102可发生彼此接触,或者在第一电子片101与第二电子片102已经部分地接触彼此的情况下,其接触面积会增大。由于施加的压力,第一电子片101的导电网络可更多地接触第二电子片102的导电网络。例如,当底部基片104或顶部基片105的凸出部分具有四边形截面时,施加的压力不会导致第一电子片101与第二电子片102之间的接触面积的增加,但他们的接触距离会减小,并且他们的导电网络可彼此接触更大程度,其结果是更宽的驱动范围。例如,当底部基片104或顶部基片105的凸出部分具有金字塔形截面时,施加的压力可导致第一电子片101与第二电子片102之间的接触面积和导电网络的增加,其结果是更高的敏感性。当接触面积、接触距离或导电网络变化时,传感器的电阻或电流可改变,允许施加到传感器的压力可被检测。

[0045] 在一些实施例中,压力传感器可通过测量电容来测量施加的压力。例如,在压力传感器包括通过中间绝缘结构或中间绝缘层彼此分开而不电接触的底部基片和顶部基片的情况下,当施加压力时,压力传感器的电容改变,并通过测量电容的变化,测量了施加的压力。

[0046] 在一些实施例中,压力传感器可包括测量与施加的压力对应的信号(例如,电子信号)或者获得例如关于施加的压力的信息的处理器(未示出)。处理器可通过测量变化的电阻或电流获得关于力或压力的信息(例如,力的强度、力的方向或力被施加多少次)。信息可被转换为随后显示的特定信号(例如,电信号),或可被提供至连接到压力传感器的单独的装置以便允许单独的装置执行目标操作。因此,处理器可包括将测量值转换为显示值的电子装置、显示结果的显示器或者一个或跟多个控制界面。在一些实施例中,通过经由电极连接的外部测量装置(未示出),压力传感器可执行上述与处理器有关的相同的操作。

[0047] 参照图8,第一电子片101和第二电子片102中的每个可具有例如0.0001至1000cm²、0.0001至100cm²或1至20cm²的面积以及例如20至2000nm、40至1500nm、40至1000nm、60至500nm或80至200nm的厚度。在一些实施例中,包括石墨材料110和噬菌体120的第一电子片101和第二电子片102中的每个的内部结构可具有渗透网络结构,这里所使用的“渗透网络”指的是由随机的导电或非导电的联接组成的晶格结构。

[0048] 另一方面提供了一种制备电子片的方法,所述方法包括:制备包括石墨材料的胶体材料;将噬菌体添加到溶液以制备噬菌体溶液,所述噬菌体在他的外壳蛋白或其片段上展示了具有与石墨材料的结合性能的肽;使胶体材料与噬菌体溶液混合以制备混合物;使用膜透析混合物以在溶液中形成电子片。

[0049] 在制备胶体材料时,胶体材料可以是使石墨材料散布或溶解在其中的水溶液。可通过使包含表面活性剂的溶液中的石墨材料稳定化来制备胶体材料。

[0050] 表面活性剂可包括与诸如肽或噬菌体的生物材料生物相容的表面活性剂。其示例是十二烷基磺酸钠(SDS)、脱氧胆酸钠(DOC)、乙基苯基聚乙二醇(Nonidet P-40)、聚乙二醇

辛基苯基醚(Triton X-100)和吐温20(Tween 20[®])。

[0051] 在制备噬菌体溶液时,制备噬菌体的方法与上述相同。在一些实施例中,可将制备的噬菌体添加到合适的溶液,例如,蒸馏水、磷酸盐缓冲溶液(PBS)或缓血酸胺盐(TBS)溶液,且该溶液可具有5至8的pH。

[0052] 在示例性实施例中,当石墨烯片用作石墨材料时,与一维结构的材料相比,石墨烯片的二维结构可提供组成材料的大的接触面积。因此,可实现大的混合电子片。

[0053] 在示例性实施例中,当石墨烯片与单壁碳纳米管的组合用作石墨材料时,石墨烯片浓度不要求像当只使用石墨烯片时所必需的那样高,同时保留了石墨烯片的二维结构的优点。

[0054] 在示例性实施例中,当石墨烯片与单壁碳纳米管组合时,合成片的尺寸和厚度增大且每单位面积的纳米电极的有效面积增大。

[0055] 在透析来形成电子片时,包含混合物的膜管可对透析溶液进行透析,或者可通过使用自身的膜对混合物进行透析。膜可包括半渗透膜或允许诸如材料的混合物通过其渗透的任何结构。例如,可在添加了离子的溶液中透析来形成电子片。包括在透析溶液中的离子浓度可在大于等于0小于10mM的范围。可通过向透析溶液中添加单价电解质来控制例子浓度,例如,向用于透析的三重蒸馏水添加0.1mM NaCl。

[0056] 在一些实施例中,根据与噬菌体的稳定性,透析溶液可以是蒸馏水、三重蒸馏水(电阻>18Mohm cm)、PBS或TBS。

[0057] 在通过透析形成电子片时,透析可执行大约5至60小时,大约10至50小时或15至40小时。在透析之后,可沿着膜管的表面形成纤薄的电子片。

[0058] 在一些实施例中,制备电子片的方法还可包括在通过透析形成电子片之后在水溶液中使形成的电子片与膜分离。例如,通过扭转用于透析的膜管使沿着膜形成的电子片分离,可完成分离。可在水溶液中通过控制膜夹获得独立式的电子片。

[0059] 在一些实施例中,根据其目的,制备电子片的方法还可包括利用相配的基片或掩膜使形成在水溶液中的电子片转移。基片或掩膜可由金属、半导体、绝缘体、聚合物、弹性体等制成。例如,可通过利用柔性聚合物基片转移电子片来制备柔性电子器件。在一些实施例中,该工艺是为了通过利用图案化的基片或掩膜转移分离的电子片而在电子片上形成图案。例如,当使用图案化的镂空掩膜时,当在电子片完全干燥之后再分离掩膜时,在电子片上形成了图案。通过该工艺,无额外的物理或化学蚀刻,器件可被实现在柔性电子片上。

[0060] 在制备混合物时,根据电子片的使用,本领域技术人员可控制胶体石墨材料和噬菌体溶液的混合比例。也就是说,可根据电子片的期望性能(例如,导电率、导电性能、电化学充电电流、亲水性等)来控制混合比例。例如,可依据电子片的结构稳定性、具有大面积的电子片的形成以及电子片的电阻来控制胶体石墨材料和噬菌体溶液的摩尔比例。胶体石墨材料和噬菌体溶液的摩尔比例可在30:1至1:30的范围、在20:1至1:20的范围、在15:1至1:15的范围、在10:1至1:10的范围或在8:1至1:8的范围,例如20:1、10:1、4:1、1:4或1:8。

[0061] 在一些实施例中,电子片的电阻值依赖于胶体石墨材料和噬菌体溶液的摩尔比例。因此,通过控制摩尔比例,控制包括在电子片中的石墨材料和噬菌体的数量,因此,控制了电子片的电阻值。例如,在第一电子片或第二电子片中,包括在电子片中的石墨材料数量和噬菌体数量的比例可在1:10至10:1、1:8至8:1、1:4至4:1或1:2至2:1的范围。

[0062] 在一些实施例中,通过控制摩尔比例或数量比例,第一电子片的电阻值可等于或大于第二电子片的电阻值。与当第一电子片的电阻值小于第二电子片的电阻值时相比,当第一电子片的电阻值等于或大于第二电子片的电阻值时,压力传感器的驱动范围可变宽。在一些实施例中,第一电子片的电阻值可小于第二电子片的电阻值。当第一电子片的电阻值小于第二电子片的电阻值时,压力传感器的敏感性可高于当第一电子片的电阻值等于或大于第二电子片的电阻值时的敏感性。压力传感器的敏感性指通过传感器可检测到的压力的最低水平。敏感性增大意味着可检测到的压力的水平降低,或者,敏感性高意味着可检测到的压力的水平低。压力传感器的驱动范围可指通过传感器可检测的压力的范围,压力传感器的驱动范围增大指可检测到的压力的范围增大,或者,压力传感器的驱动范围宽指可检测的压力的范围变宽。当压力传感器的敏感性高时,由于施加到传感器的高的压力,传感器可具有饱和响应程度,从而具有窄的压力驱动范围。当压力传感器的驱动范围宽时,传感器对于施加的力的响应程度可变化更小。因此,即使在高水平的压力下,传感器也可不饱和地测量压力的改变。

[0063] 在示例性实施例中,制备电子片的方法使将石墨材料和噬菌体均匀散布在其中的纳米结构的制造成为可能,此外,使具有400nm或更小的厚度并具有10平方厘米的面积的大面积柔性电子片的制造成为可能。

[0064] 在示例性实施例中,制备电子片的方法可使电子片转移在各个基片上,而无需化学蚀刻或使用额外的载体材料层。

[0065] 在示例性实施例中,制备电子片的方法可使用基片或掩膜来使图案化容易。

[0066] 结合到石墨材料的肽可以是能够以非破坏性的方式结合到石墨材料的材料。肽可通过例如噬菌体展示技术选自于肽库。通过噬菌体展示技术,肽可基因地连接到、插入到或取代噬菌体的外壳蛋白,其结果是蛋白展示在噬菌体的外部,其中,可通过病毒体中的遗传信息对肽进行编码。蛋白质的变体可通过展示的蛋白质以及对展示的蛋白质进行编码的DNA来选择和筛选,该方法被称为“生物淘洗”。简言之,通过利用已经固定的目标(例如,石墨材料)培育大量展示的噬菌体变体、冲走未结合噬菌体、以及通过使噬菌体与目标之间的结合作用破裂而特定地洗脱结合噬菌体来实施生物淘洗。筛选的噬菌体中的一部分被留下来,用于DNA测序和肽识别,剩余的进行在体扩增,以制备下一环节的子库。然后重复该程序。

[0067] 术语“噬菌体”或“细菌噬菌体”被可交换地使用,并且指的是感染细菌并在细菌内部进行复制的病毒。噬菌体或细菌噬菌体可用于展示肽,所述肽选择性地或特定地结合到石墨材料或挥发性有机复合物。噬菌体可通过基因工程在噬菌体的外壳蛋白或其片段上展示能够结合到石墨材料的肽。如这里所使用的,术语“基因工程”或“基因工程地”的含义是将一个或多个基因改造引入噬菌体,以在噬菌体的外壳蛋白或其片段上展示能够结合到石墨材料的肽,或者是因此而制备的噬菌体。基因改造包括对肽进行编码的外源基因的引入。噬菌体可是丝状噬菌体,例如,M13噬菌体,F1噬菌体、Fd噬菌体、If1噬菌体、Ike噬菌体、Zj/Z噬菌体、Ff噬菌体、Xf噬菌体、Pf1噬菌体或Pf3噬菌体。

[0068] 这里所使用的术语“噬菌体展示”或“展示有肽的噬菌体”指的是将功能外源肽或者蛋白展示在噬菌体或噬菌粒颗粒的表面上。噬菌体的表面可指噬菌体的外壳蛋白或其片段。

[0069] 功能性外源肽可呈现为结合到噬菌体的外壳蛋白的N-端,或呈现为插入到外壳蛋白。噬菌体可以是功能性外源肽结合到噬菌体的外壳蛋白的C-端的噬菌体,或者肽插入在噬菌体的外壳蛋白的连续的氨基酸序列之间,或替换外壳蛋白的连续的氨基酸序列的一部分。外壳蛋白的氨基酸序列的插入肽或被肽替换的位置可以是自外壳蛋白的N-端的位置1至5、位置1至40、位置1至30、位置1至20、位置1至10、位置2至8、位置2至4、位置2至3、位置3至4或位置2。在一些实施例中,外壳蛋白可以是p3、p6、p8或p9。

[0070] 特别对石墨材料具有亲和性的肽可以是肽或肽组(包括从由X₂SX₁AAX₂X₃P(SEQ ID NO.1)、X₂X₂PX₃X₂AX₃P(SEQ ID NO.2)、SX₁AAX₂X₃P(SEQ ID NO.3)和X₂PX₃X₂AX₃P(SEQ ID NO.4)的氨基酸序列组成的组中选择一个或多个)。在一些实施例中,肽或肽组可包括从由SEQ ID NOS.5至SEQ ID NOS.8的氨基酸序列组成的组中选择一个或多个。噬菌体的外壳蛋白的连续氨基酸序列可结合到肽或肽组的氨基酸序列的N-端或C-端。因此,例如,肽或肽组可具有呈5至60、7至55、7至40、7至30、7至20或7至10氨基酸的长度的氨基酸序列。

[0071] 肽可具有已知肽的保守取代。肽可具有已知肽的保守取代物,这里所使用的术语“保守取代”指利用不同的第二氨基酸残基替代第一氨基酸残基,而不改变蛋白质或肽的生物物理特性。这里,第一氨基酸残基和第二氨基酸残基意味着那些具有侧链的氨基酸残基,所述侧链具有相似的生物物理特性。相似的生物物理特性可包括提供或接受疏水性的能力、电荷、极性 or 氢键结合。保守取代物的示例在碱性氨基酸(精氨酸、赖氨酸和组氨酸)、酸性氨基酸(谷氨酸和天冬氨酸)、极性氨基酸(谷氨酸盐和天冬酰胺)、疏水性氨基酸(亮氨酸、异亮氨酸、缬氨酸和甲硫氨酸)、亲水性氨基酸(天冬氨酸、谷氨酸、天冬酰胺和谷氨酸盐)、芳香族氨基酸(苯基丙氨酸、色氨酸、酪氨酸和组氨酸)以及小型氨基酸(甘氨酸、丙氨酸、丝氨酸和苏氨酸)的组之内。通常不改变特定活性的氨基酸替换是本领域知晓的。例如,在肽中,X₁可是W、Y、F或H,X₂可是D、E、N或Q,X₃可是I、L或V。

[0072] 例如,SEQ ID NO.1至SEQ ID NO.8的任意一个肽的C-端可结合到M13噬菌体的主体,也就是说,不是噬菌体的尖端,而是沿长度方向呈现在主体上的具有长度50的氨基酸的p8(SEQ ID NO.19)的N-端,在一些实施例中,例如,对于M13噬菌体的外壳蛋白p8的氨基酸序列中的位置2至4(例如,EGD)、位置2和3或者3和4、或者位置2,可替换SEQ ID NO.1至SEQ ID NO.8的任意一个肽。

[0073] 在示例性实施例中,展示与石墨材料具有亲和性的肽的噬菌体特异性地结合到石墨材料,因此,可通过不对石墨材料的性能造成损坏的无损方法提供附加功能。在肽被展示在丝状噬菌体的外壳蛋白上的情况下,与石墨材料的接触面积足够大,从而提供了更强的亲和性。

[0074] 在示例性实施例中,使用噬菌体本身的纤维结构,可将噬菌体定向地布置在石墨表面上。例如,噬菌体可沿特定的方向布置为一行。在这种情况下,呈现在噬菌体的外壳蛋白上的肽对于石墨表面的亲和力增强,且噬菌体布置成一行。布置成一行的噬菌体可为石墨表面提供各向异性功能,所述各向异性功能与当单独使用肽时可用的各向同性或随机功能不同。除了布置成一排之外,噬菌体还可被布置为形成具有特定方向性的结构,诸如,分层结构(例如,近晶的(smectic))、向列结构、螺旋结构或晶格结构。因此,可使用噬菌体的布置结构针对石墨表面提供各种功能。

[0075] 在一些实施例中,压力传感器可以是用于测量血压和心率的压力传感器。

[0076] 血压可是动脉血压、毛细血管血压和静脉血压,一般,血压可指动脉血压。动脉血压对应于心脏搏动而改变。可以以侵入方式或非侵入方式来测量血压。在实施例中,压力传感器可连接到导管来测量血压。在侵入式方式的示例中,导管通过包含例如肝素等压氯化钠溶液的连接器插入到血管中来测量血压。在一些实施例中,压力传感器连接到导管的前端来测量血压。在非入侵方式中,在一些实施例中,压力传感器可位于可测量脉搏波的位置上,例如,桡动脉、臂动脉、颈动脉、股动脉、腘动脉、胫动脉或足背动脉运行的柔软的皮肤处。在一些实施例中,当心脏搏动且血管收缩或舒张时,压力传感器可通过检测传递到位于血管上面的皮肤处的压力(例如,血压)来测量血压。

[0077] 在一些实施例中,压力传感器可通过检测当心脏搏动时出现在血管或静脉中的脉搏并将脉搏转换为电子信号来测量心脏搏动或心率。

[0078] 另一方面提供了一种包括压力传感器的可穿戴装置,所述压力传感器包括:底部基片;顶部基片,位于底部基片上并与底部基片的至少一部分分开;电子片,形成在底部基片的至少一部分或顶部基片的面对底部基片的表面的至少一部分上,或者,形成在底部基片的至少一部分上的第一电子片,形成在顶部基片的面对底部基片的表面的至少一部分上;其中,电子片包括石墨材料和结合到石墨材料的噬菌体,所述结合在展示在噬菌体的外壳蛋白或蛋白片段上的肽与石墨材料之间进行。

[0079] 压力传感器与以上所述相同。

[0080] 可穿戴装置用于测量生物信息,生物信息可包括血压或心率。在示例性实施例中,生物信息可以是通过步行产生的力或压力,一个或多个压力传感器可安装在人的脚或鞋的底部来测量通过步行产生的力的强度或分布程度。此外,一个或多个压力传感器可安装在人的牙齿或口腔来测量由于牙齿咬合导致的力的程度或分布。因此,在一些实施例中,可穿戴装置可以是眼罩、环带、手表、鞋类、附着到牙齿的装置。

[0081] 在一些实施例中,可穿戴装置还可包括控制器,所述控制器与压力传感器进行逻辑通信并接收和处理通过压力传感器产生的信号数据从而输出与控制压力传感器有关的数据。

[0082] 可穿戴装置的压力传感器可通过控制器控制,所述控制器以特定的时间间隔进行响应或响应具体事件(例如,开关操作)并接收和处理通过压力传感器检测的生物信息。

[0083] 在一些实施例中,可穿戴装置还可包括存储器,所述存储器存储控制器的处理操作,并暂时储存输入/输出数据(例如,生物信息)。存储器可存储与通过压力传感器发送的电信号有关的信息(例如,血压或心率)。

[0084] 在一些实施例中,可穿戴装置还可包括显示单元,所述显示单元显示通过控制器处理的信息或通过存储器存储的信息。在一些实施例中,可穿戴装置还可包括无线通信单元,所述无线通信单元将通过控制器处理的信息或通过存储器存储的信息发送到穿着可穿戴装置的人或全部具有无线通信系统的其他用户(例如,位于穿着可穿戴装置的人附近的人、运动员的训练员、医生、医院或穿着可穿戴装置的人的家人)。例如,无线通信单元可包括:广播接收模块、移动通信模块、无线互连网模块或近距离通信模块。通过压力传感器检测的信息可通过无线通信单元发送至穿着包括压力传感器的可穿戴装置的人或其他用户。

[0085] 压力传感器具有良好的可控电性能以及机械柔韧性和稳定性,因此,压力传感器被有效地用于被构造为测量生物信息(例如,血压或心率)的可穿戴装置。

[0086] 在下文中,将描述发明构思的实施例。然而,实施例仅仅出于说明性目的而在这里提出,并不限制发明构思的范围。

[0087] 示例:压力传感器的制造及其特性分析

[0088] 1.压力传感器1的制造

[0089] (1)混合电子片1的制备

[0090] (1.1)胶体溶液的制备

[0091] 首先,通过将作为表面活性剂的2%w/v胆酸钠添加到蒸馏水来制备水溶液,利用胆酸钠通过将碳纳米管(制造商:Nanointegris,超纯单壁碳纳米管(SuperPure SWNT),溶液类型,浓度:250mg/ml)透析48小时使单壁碳纳米管稳定来制备胶体溶液。

[0092] 就这一点而言,假如碳纳米管(CNT)的平均长度和平均直径分别是1 μ m和1.4nm,根据下面的等式计算包括在胶体溶液中的单壁碳纳米管的数量。

[0093] [等式1]

[0094] 单壁碳纳米管的数量(数量/ml)=浓度(μ g/ml) \times 3 \times 10¹¹CNT

[0095] 根据该等式,包括在胶体溶液中的单壁碳纳米管的数量是7.5 \times 10¹³/ml。

[0096] (1.2)展示具有与石墨材料的亲和性的肽的噬菌体的制备

[0097] 作为具有与石墨表面的强亲和性的M13噬菌体,通过下面的方法制备展示具有与石墨表面的强亲和性的肽DSWAADIP(SEQ ID NO.5)的M13噬菌体(p8GB#1)以及展示肽DNPIQAVP(SEQ ID NO.6)的M13噬菌体(p8GB#5)。

[0098] 首先,将SEQ ID NOS.10和SEQ ID NOS.11的寡核苷酸用于M13KE载体(NEB,产品#N0316S)(SEQ ID NO.9)的第1381个碱基对C到G的定点突变来制备M13HK载体。使用限制性内切酶、BspHI(NEB,产品#R0517S)和BamHI(NEB,产品#R3136T)来双酶切(double-digested)制备的M13HK载体,并使用磷酸酶脱去磷酸。通过在16 $^{\circ}$ C培养一夜使脱去磷酸的载体连接到双酶切的DNA双链。然后纯化并浓缩产品。通过在18kV/cmI进行电穿孔,使电感受细胞(XL-1蓝,Stratagene)与2uI的浓缩的结扎载体溶液。对库结构执行全部的五个转化。然后,将转化的细胞培养60分钟,多个转化株的片段被涂覆到包含半乳糖/异丙基- β -D-1-硫代半乳糖苷(IPTG)/四环素(Tet)的琼脂平板上,以确定库的多样性。剩余细胞在温控摇床中扩增8个小时。SEQ ID NO.12和SEQ ID NOS.13的寡核苷酸用于噬菌体展示p8肽库的构建。

[0099] 根据示例性实施例构建的噬菌体展示p8肽库的基本序列具有4.8 \times 10⁷个pfu(空斑形成单位)的多样性,并包括每个序列的大约1.3 \times 10⁵个拷贝数。

[0100] 然后,制备具有1cm直径的高度有序的热解石墨(HOPG)基片(制造商:SPI产品#439HP-AB)。就这一点而言,HOPG基片是具有100 μ m或更小的相对大晶粒尺寸的HOPG基片。以前,在生产过程中损坏的碳纳米管膜表面已常用作石墨表面,因此,难以识别具有高的亲和性的肽。为了解决该问题,通过在使用之前立即使用胶带使作为具有石墨表面的HOPG与基片分离,从而获得新表面,以便使通过例如氧化导致的缺陷的出现最小化。其后,如以上所述制备的噬菌体展示4.8 \times 10¹⁰pfu(4.8 \times 10⁷个多样性,每个序列1000个拷贝数)的p8肽库在100 μ L的缓血酸胺盐(TBS)中进行制备,并在振动培养器中以100rpm与HOPG表面结合1个小时。1个小时之后,移除溶液并在TBS中清洗表面10次。清洗后的HOPG表面与作为酸性缓冲液的pH值2.2的Tris-HCl反应8分钟,以洗脱非选择性反应的肽,利用XL-1蓝E(XL-1bIue E)

洗脱剩余的噬菌体。在对数中期阶段培养大肠杆菌30分钟。将洗脱的培养物的部分预留用于DNA测序和肽识别,剩余的进行扩增以制备下一循环的子库。利用制备的子库重复上述程序。同时,对左空斑进行DNA测序,以获得p8多肽序列,分析所述序列以获得DSWAADIP(SEQ ID NO:5)展示在其上的噬菌体(P8GB#1)以及DNPIQAVP(SEQ ID NO:6)展示在其上的噬菌体(p8GB#5)。在这里,DSWAADIP(SEQ ID NO:5)和DNPIQAVP(SEQ ID NO:6)是具有与石墨材料的强亲和性的肽序列。

[0101] 此外,关于噬菌体与石墨材料之间的结合,认为自SEQ ID NOS.5和SEQ ID NOS.6的第一氨基酸序列的天冬氨酸(D)不影响结合,并且获得SWAADIP(SEQ ID NO.7)和NPIQAVP(SEQ ID NO.8)展示在其上的肽序列的噬菌体,以确定它与石墨材料的结合。

[0102] (1.3)结合噬菌体的混合电子片的制备

[0103] 以8:2的摩尔比例混合上面制备的胶体溶液和包含具有与石墨材料的强亲和性的M13噬菌体(p8GB#1)的噬菌体溶液。

[0104] 接着,为了透析,将混合物添加到半渗透透析膜(SpectrumLab、MWC012,000至14,000、产品#132700)管,且膜管靠三重蒸馏水进行透析。在透析开始之后大约16个小时,沿着膜管的表面形成纤薄电子片。接着,将膜管转移到三重蒸馏水,通过扭转膜管的膜使电子片分离然后进行干燥。

[0105] 图9示出了如何制造根据示例性实施的压力传感器的混合电子片。

[0106] 如图9所示,示出了碳纳米管散布或溶解在通过将其添加到包含表面活性剂的溶液而稳定的胶体材料中。单壁碳纳米管与M13噬菌体结合,最终形成具有碳纳米管与M13噬菌体的渗透网结构的片。

[0107] (2)压力传感器的底部基片的制造

[0108] PDMS聚合物基片用作底部基片。以10:1的比例混合Sylgard[®]184硅橡胶和Sylgard[®]184硅橡胶固化剂,然后,通过培养皿旋转涂覆调整产品的厚度,并在处于70°C的温度烤箱中对其执行大约6个小时的固化。可通过使用手术刀将固化的PDMS膜切割为期望的尺寸。在分开的柔性聚合物PDMS膜上,安装镂空掩膜,然后通过喷镀将金属电极(Pt)设置在其上。在金属电极的图案之间,通过使用具有1.5×1.5cm尺寸的镂空掩膜将根据示例1.3制备的混合电子片转移到其上,然后在空气中干燥大约1个小时。干燥的基片与电极转移到其上的混合电子片的合成物被用作用于柔性压力装置的底部基片。

[0109] (3)压力传感器的顶部基片的制造

[0110] 制造用作顶部基片的图案化聚合物模具。首先,以3000rpm的旋转速率在硅片上旋转涂覆SU-8100(Microchem公司制造),然后,在60°C的温度下固化30分钟,然后在90°C的温度下固化60分钟,然后,通过具有目标图案的掩膜和掩膜调节器向其照射紫外(UV)光。通过控制SU-8膜的厚度调整目标图案的厚度。线条图案的宽度被设计为在200至400μm的范围。在紫外光的照射之后,将合成物在60°C的温度下固化大约1分钟,然后在90°C的温度下固化大约20分钟,然后,通过使用仅SU-8(由Microchem制造)专用的显影剂使形成的图案显影。其上具有图案的硅片被用作模具。在圆形模具的情况下,通过使用光刻胶形成如上所述形成的线条图案或框图案,然后,通过使用聚合物回流法(polymer reflow method)熔化聚合物的外壁,从而完成圆形硅模具的制造。在金字塔形模具的情况下,通过使用光刻胶在硅

片上形成四角形凹入图案,通过使用硅蚀刻溶液(HF)来蚀刻与不受光刻胶保护的四角形凹入图案对应的硅片的部分,从而完成金字塔形凹入图案的制造。

[0111] 与用于制备PDMS底部基片的情况类似,以10:1的比例混合Sylgard[®] 184硅橡胶和Sylgard[®] 184硅橡胶固化剂,在调整形成的膜的厚度时在其上具有图案的硅片上旋转涂覆混合物,并在处于70℃的温度烤箱中对其执行固化大约6个小时。通过使用手术刀仔细地将固化的PDMS膜与硅片模具分离,从而完成图案化的顶部基片的制造。通过使用镂空掩膜将混合电子片转移到图案化的顶部基片上,然后在空气中干燥大约1小时。在移除掩膜之后,利用蒸馏水清洗转移到图案化的顶部基片上的混合电子片,然后通过使用氮气进行干燥。图10示出了混合电子片转移到其上的顶部基片的微观结构的图像。

[0112] 图10示出了组成根据示例性实施例的压力传感器的顶部基片的微观结构的图像。

[0113] 如图10所示,示出了混合电子片共形均匀地形成在基片上,呈台阶状。

[0114] (4)压力传感器的制造

[0115] 使其上分别涂覆干燥的混合电子片的顶部基片和底部基片彼此堆叠,然后,通过使用粘性聚合物材料封装得到的结构,从而完成柔性压力装置的制造。为了封装,将适量的已经以10:1的比例制备的PDMS溶液(与用于制造底部基片的条件类似)用于涂覆顶部/底部PDMS基片的堆叠结构的外部,然后,在80℃的温度下进行大约一个小时的固化,然而在30℃的温度下进行大约30分钟的固化。此外,除了PDMS溶液之外,环氧固化剂和聚丙烯酸酯聚合物粘合剂也用于使两个PDMS聚合物基片接触。

[0116] 图11示出了根据示例性实施例的压力传感器的图像。

[0117] 如图11所示,示出了根据示例性实施例的压力传感器是具有1mm或更小的厚度的大面积柔性压力传感器。

[0118] 2、压力传感器的性能分析

[0119] (1)基本性能分析

[0120] 通过使用由HP公司制造的4156A精密半导体参数分析仪来测量所制造的压力传感器的性能。将不同的压力施加到制造的压力传感器,-1V至+1V的电压被施加到两个电极以根据压力测量I-V(电流vs电压)信号,其结果示出在图12和图13中。

[0121] 此外,柔性压力传感器是否立即响应压力上的突变确认如下:将2V的电压施加到两个电极并将大约2至4kPa的压力通过轻敲施加到制造的压力传感器以通过轻敲测量电流的实时变化,其结果示出在图14中。

[0122] 图12是当不同水平的电压被施加到根据示例性实施例的压力传感器时的电流图。

[0123] 参照图12,示出了更高的压力导致流过压力传感器电流更高。该结果示出当压力传感器被压下更多时电子片分别转移到其上的顶部基片与底部基片之间的接触面积变宽,因此,出现在两个电极之间的电阻减小,在其之间流动的电流增大。

[0124] 图13是当按压或释放根据示例性实施例的压力传感器时的电流图。

[0125] 参照图13,当按压压力传感器时,电阻低,因此,有高电流流过,当释放压力传感器时,释放的压力传感器的电流降至20-30μA的范围。此外,鉴于在压力传感器中流动的恒定电流,可以看出根据施加到压力传感器的压力混合电子片的电阻值变化迅速且平稳。

[0126] 图14示出了通过使用手指将突然的压力施加到根据示例性实施例的压力传感器

的实验的图像。并示出了由通过手指轻敲产生的力导致的压力传感器的电流随时间的变化。

[0127] 参照图14,当发生瞬间手指轻敲时,电流迅速地增大和减小,且柔性压力传感器的对于手指轻敲的响应速度是50ms或更小。

[0128] (2)可穿戴装置的特性分析

[0129] 执行该实验来确定所制造的压力装置是否能作为可穿戴装置。将2V的电压施加到两个电极之间,柔性压力装置附着在桡动脉流过的手腕以及颈动脉流过的颈部来测量血压的变化,其结果示出在表15中。

[0130] 图15示出了根据通过使用根据示例性实施例的压力传感器测量在桡动脉处流动的血液脉搏转换的电流图。

[0131] 参照图15,在手腕的桡动脉的情况下,在大约17秒内测量了20下脉搏,每下脉搏具有大约0.83s的周期。通常,人普通具有每分钟65至75的血压脉搏。该图示出了通过使用根据示例性实施例的血液传感器一分钟测量大约72下脉搏。该结果示出了,根据示例性实施例的压力传感器可用在穿戴在弯曲手腕上的测量血压的可穿戴装置。

[0132] (3)响应性能的分析

[0133] 将制造的压力装置与市场上可买到的基于力敏电阻(FSR)的压力传感器的进行比较来分析其响应性能。

[0134] 参照图16,基于混合电子片的柔性压力装置堆叠在具有10mm直径的PhiIgets FSR传感器上,然后将1kg(大约100kPa)的砝码设置在这两个传感器上。然后,通过使用手指轻敲其周围区域,且在此时,测量传感器的电阻。其结果示出在图16中。

[0135] 图16示出了示出如何执行使根据示例性实施例的压力传感器与市场上可买到的具有10mm直径的Phidgets FSR传感器进行比较的实验的示意图,以及两个传感器对于由在桌上轻敲手指导致的振动的响应性能的曲线图。

[0136] 参照图16,两个传感器共同地示出电阻因由通过以相同的周期轻敲导致的振动而减小。由与手指轻敲根据示例性实施例的压力传感器导致的微振动有关的电阻减小大约是FSR传感器的电阻减小的7倍高,因此,可以看出根据示例性实施例的压力传感器比FSR传感器对振动更敏感。也就是说,可以看出,与基于金属/聚合物的市场可买到的FSR传感器相比,使用包括高传导性/功能性碳纳米管的混合电子片制造的压力传感器是响应压力微小变化的高敏感柔性压力传感器。

[0137] 3. 通过控制成分来控制压力传感器的敏感性

[0138] (1)压力传感器2至4的制造

[0139] 电阻变化的压力传感器基于其根据当按压压力传感器时出现的顶部基片与底部基片之间的接触面积的变化电阻上的变化进行操作。因此,通过改变顶部基片和底部基片的电特性,可控制压力传感器的敏感性。为了做到这点,制备了具有不同电特性的混合电子片并将其设置在压力传感器的顶部基片或底部基片上。

[0140] 详细地,除了当制备顶部基片和底部基片的混合电子片时按照表1中示出的摩尔比例制备包括胶体溶液和M13噬菌体(p8GB#1)的噬菌体溶液之外,按照与示例1中相同的方式制造压力传感器。如下所述测量与电极有关电极的混合电子片的电阻:通过使用具有2×2mm尺寸的镂空掩膜将混合电子片转移在压力传感器的顶部基片上的两个电极之间,并且,

通过使用Fluke万用表测量混合电子片的电阻。当SWNT与p8GB#1的摩尔比例是8:2时,混合电子片的电阻是大约300 Ω ,当SWNT与p8GB#1的比例是2:2时,混合电子片的电阻是大约4300 Ω 。换句话说,可以看出可通过改变SWNT与p8GB#1的摩尔比例来控制制造的混合电子片的电特性。

[0141] 【表1】

[0142]

	压力传感器1	压力传感器2	压力传感器3	压力传感器4
顶部基片	8:2	2:2	2:2	8:2
底部基片	8:2	8:2	2:2	2:2

[0143] 为了预估可集成化并小型化压力传感器1至4,将他们制造为2mm \times 2mm的尺寸。

[0144] 图17示出了用于实验的小型压力传感器的图像,执行所述实验是为了确定根据示例性实施例的压力传感器的敏感性与压力传感器的混合电子片的组成之间的关系。

[0145] 如图17所示,根据示例性实施例的小型压力传感器是根据示例1.3制造的压力传感器的55分之一那么小。该结果示出根据示例性实施例的混合电子片能使集成化且小型化的压力传感器的制造成为可能。

[0146] (2)压力传感器的敏感性分析

[0147] 为了分析压力传感器1至4的敏感性,如下所述测量根据压力的电流变化:将0至20V的电压施加到两个电极之间,且施加的压力在0至5kPa的范围之内以1kPa的增量速率增加。其结果示出在图18至图21。

[0148] 图18示出了当从0kPa开始以1kPa的增量压力速率按压由石墨材料和p8GB#1以8:2的比例制成并转移在根据示例性实施例的压力传感器的顶部基片上的混合电子片以及由石墨材料和p8GB#1以8:2的比例制成并转移在压力传感器的底部基片上的混合电子片时的与压力有关的电流图。

[0149] 图19示出了当从0kPa开始以1kPa的增量压力速率按压在根据示例性实施例的压力传感器的顶部基片上的混合电子片以及由石墨材料和p8GB#1以2:2的比例制成并转移在压力传感器的底部基片上的混合电子片时的与压力有关的电流图。

[0150] 参照图18,在压力传感器包括由石墨材料和p8GB#1以8:2的比例制成的底部基片和由石墨材料和p8GB#1以8:2的比例制成的底部基片的情况下,当将1kPa的压力施加到压力传感器时,电流增加了大约15%。

[0151] 参照图19,在柔性压力传感器包括具有使用石墨材料和p8GB#1以2:2的比例形成并在其上转移的混合电子片的顶部基片和具有使用石墨材料和p8GB#1以8:2的比例形成并在其上转移的底部基片的情况下,当将1kPa的压力施加到压力传感器时,电流增加了大约1%。

[0152] 这些结果表明,在顶部基片的电阻高的情况下,即使当顶部基片与底部基片之间的接触面积增大时,由于该高电阻,电流的增加是相对低的。也就是说,在底部基片具有高电导率的情况下,顶部基片具有更小的电阻,压力传感器具有更高的敏感性。此外,当顶部基片具有高电阻时,具有顶部基片的压力传感器具有高压力驱动范围。

[0153] 图20示出了当从0kPa开始以1kPa的增量压力速率按压由石墨材料和p8GB#1以2:2的比例制成并转移在根据示例性实施例的压力传感器的顶部基片上的混合电子片以及由

石墨材料和p8GB#1以2:2的比例制成并转移在压力传感器的底部基片上的混合电子片时的与压力有关的电流图；

[0154] 图21示出了当从0kPa开始以1kPa的增量压力速率按压由石墨材料和p8GB#1以8:2的比例制成并转移在根据示例性实施例的在压力传感器的顶部基片上的混合电子片以及由石墨材料和p8GB#1以2:2的比例制成并转移在压力传感器的底部基片上的混合电子片时的与压力有关的电流图；

[0155] 参照图20,在压力传感器包括具有使用石墨材料和p8GB#1以2:2的比例形成并在其上转移的混合电子片的顶部基片以及具有使用石墨材料和p8GB#1以2:2的比例形成并在其上转移的混合电子片的底部基片的情况下,当将1kPa的压力施加到压力传感器时,电流增加了大约4%。该结果表明,当底部基片和顶部基片具有高电阻时,压力传感器的敏感性低于当底部基片和顶部基片具有低电阻时的敏感性。

[0156] 参照图21,在压力传感器包括具有使用石墨材料和p8GB#1以8:2的比例形成并在其上转移的混合电子片的顶部基片以及具有使用石墨材料和p8GB#1以2:2的比例形成并在其上转移的混合电子片的底部基片的情况下,当将1kPa的压力施加到压力传感器时,电流增加了大约40%。此外,可以看出,当底部基片的电阻高时,接触底部基片的顶部基片具有的电阻越低,压力传感器在低驱动电压具有的敏感性越高。

[0157] 根据图18至图21示出的结果,可以看出,柔性压力传感器的敏感性和驱动范围是通过调整混合电子片的组成而可控制的。该结果还示出,在根据示例性实施例的压力传感器中,当按压顶部基片时,顶部基片与底部基片接触,导致压力传感器中的低电阻和高电流。这意味着柔性压力传感器的驱动范围是通过改变顶部基片的强度或图案结构而可控制的。

[0158] 4、包括形成在顶部基片或底部基片上的电子片的压力传感器的制造以及压力传感器的特性分析

[0159] (1)压力传感器5的制造

[0160] 为了制造包括只转移在顶部基片上的混合电子片的压力传感器,除了将导电聚合物涂覆在底部基片上之外,按照与用于制造压力传感器1的相同的方式制造压力传感器。

[0161] 详细地,为了制造涂覆有导电聚合物PEDOT:PSS(聚(3,4-乙烯二氧噻吩)聚磺苯乙烯)的底部基片,将PDMS聚合物基片用作底部基片。以10:1的比例混合Sylgard[®] 184硅橡胶与Sylgard[®] 184硅橡胶固化剂,然后,通过培养皿旋转涂覆来调整合成物的厚度,在烤箱中以70°C的温度对其执行固化大约6小时。通过手术刀将固化的PDMS膜切割为期望的尺寸。在分开的柔性聚合物PDMS膜上,安装镂空掩膜,然后,通过喷镀使金属电极(Pt)设置在其上。分批将PEDOT:PSS溶液滴在所放置的两个电极之间,然后,以3000rpm对其执行旋转涂覆来完成具有导电性的底部基片的制造。为了底部基片的稳定性,在烤箱中以80°C的温度下对底部基片进行大约10分钟的热处理。

[0162] 通过硅片蚀刻制造具有金字塔结构的顶部基片。详细地,通过使用曝光工艺使硅基片图案化以具有四角形图案,并对其执行10分钟的缓冲氧化蚀刻(BOE)以去除氧化硅,然后,对其执行30%KOH蚀刻来制造金字塔形结构。金字塔结构的高度为大约100um。以10:1的比例混合Sylgard[®] 184硅橡胶和Sylgard[®] 184硅橡胶固化剂,然后,使用培养皿旋转涂覆

法来调整合成物的厚度。然后,在烤箱中以70℃的温度对其执行大约6小时的固化。通过使用手术刀将硬化的PDMS膜切割为期望的尺寸。通过使用镂空掩膜将由石墨材料与p8GB#1以5:2的比例制成的混合电子片转移到具有金字塔形结构的顶部基片上,然后在空气中干燥约一个小时。在移除镂空掩膜之后利用蒸馏水清洗转移到顶部基片的聚合物膜上的混合电子片,然后通过使用氮气进行干燥。然后,使PEDOT:PSS涂覆在其上的底部基片与混合电子片涂覆在其上的顶部基片折叠,通过使用具有粘性性能的聚合物材料来封装生成物的结构,从而完成柔性压力传感器的制造。对于装置封装,按照与用于制造底部基片相同的方式,将PDMS溶液掺在顶部/底部基片(PDMS基片)的外部上,然后,在80℃的温度下固化大约30分钟。此外,替代PDMS溶液,环氧树脂固化剂/聚丙烯酸酯聚合物粘合剂被用于将两个PDMS聚合物基片结合在一起。

[0163] (2)压力传感器的敏感性的分析

[0164] 电流相对于压力的变化按照以下方式测量:当以1kPa的增量比例将0至5kPa的压力施加到压力传感器时,0-10V电压施加到压力传感器5的两个电极。其结果示出在图22中。

[0165] 图22示出了当将0kPa至5kPa的压力递增地施加到包括具有由石墨材料和p8GB#1以5:2的比例制成并在其上转移的混合电子片的顶部基片以及具有在其上转移的PEDOT:PSS的底部基片的根据示例性实施例的压力传感器时的电流图

[0166] 参照图22,在由石墨材料和p8GB#1以5:2的比例制成的混合电子片转移顶部基片上且PEDOT:PSS转移在底部基片的柔性压力装置的情况下,可以看出,当施加1kPa的压力时,电流增加了大约1%。该结果示出了即使当混合电子片在顶部基片和底部基片中的至少一个上转移时,柔性压力装置仍然工作。

[0167] 根据实施例的压力传感器具有良好的可控电性能以及机械柔韧性和稳定性,并可用于以容易且高度可复制的方式测量例如压力,在所述方式中,当将压力施加到其时压力传感器的组件的电阻改变。

[0168] 应当理解的是,这里所描述的示例性实施例应当仅仅被理解为描述性的含义而非限制的目的。在每个示例性实施例中的特征或方面的描述应当通常被理解为可用于其它示例性实施例中的类似特征或方面。

[0169] 虽然已经参照附图描述了一个或更多个示例性实施例,本领域普通技术人员将理解的是,在不脱离权利要求所限定的发明构思的精神和范围的情况下,可在这里做出形式和细节上的各种改变。

序列表

- <110> 韩国科学技术研究院
- <120> 包括混合电子片的压力传感器及可穿戴装置
- <130> PX050162
- <150> KR 2015-0046751
- <151> 2015-04-02
- <160> 14
- <170> PatentIn version 3.5
- [0001] <210> 1
- <211> 8
- <212> PRT
- <213> 人工序列
- <220>
- <223> 选择性结合到石墨材料的肽
- <220>
- <221> 变体 (VARIANT)
- <222> (1)..(1)
- <223> X 为 D, E, N, 或者 Q
- <220>
- <221> 变体

<222> (3)..(3)
<223> X 为 W, Y, F 或者 H

<220>

<221> 变体
<222> (6)..(6)
<223> X 为 D, E, N 或者 Q

<220>

<221> 变体
<222> (7)..(7)
<223> X 为 I, L, 或者 V

<400> 1

[0002] Xaa Ser Xaa Ala Ala Xaa Xaa Pro
1 5

<210> 2
<211> 8
<212> PRT
<213> 人工序列

<220>

<223> 选择性结合到石墨材料的肽

<220>

<221> 变体
<222> (1)..(1)

<223> X 为 D, E, N, 或者 Q

<220>

<221> 变体

<222> (2)..(2)

<223> X 为 D, E, N, 或者 Q

<220>

<221> 变体

<222> (4)..(4)

<223> X 为 I, L, 或者 V

<220>

<221> 变体

<222> (5)..(5)

[0003] <223> X 为 D, E, N, 或者 Q

<220>

<221> 变体

<222> (7)..(7)

<223> X 为 I, L, 或者 V

<400> 2

Xaa Xaa Pro Xaa Xaa Ala Xaa Pro

1

5

<210> 3

<211> 7

<212> PRT

<213> 人工序列

<220>

<223> 选择性结合到石墨材料的肽

<220>

<221> 变体

<222> (2)..(2)

<223> X 为 W, Y, F, 或者 H

<220>

<221> 变体

<222> (5)..(5)

<223> X 为 D, E, N, 或者 Q

[0004]

<220>

<221> 变体

<222> (6)..(6)

<223> X 为 I, L, 或者 V

<400> 3

Ser Xaa Ala Ala Xaa Xaa Pro

1

5

<210> 4

<211> 7

<212> PRT

<213> 人工序列

<220>

<223> 选择性结合到石墨材料的肽

<220>

<221> 变体

<222> (1)..(1)

<223> X 为 D, E, N, 或者 Q

<220>

<221> 变体

<222> (3)..(3)

<223> X 为 I, L, 或者 V

[0005]

<220>

<221> 变体

<222> (4)..(4)

<223> X 为 D, E, N, 或者 Q

<220>

<221> 变体

<222> (6)..(6)

<223> X 为 I, L, 或者 V

<400> 4

Xaa Pro Xaa Xaa Ala Xaa Pro

1

5

<223> 克隆载体 M13KE	
<400> 9	
aatgctaacta ctattagtag aatfgatgcc acctttcag ctegegcecc aaatgaaaaf	60
atagctaaac aggttattga ccatttgega aatgtateta atggctaaaac taaatctact	120
cgttcgcaga attgggaatc aactgttata tggaatgaaa ettcagaca ccgtacttta	180
gttgcataatt taaaacatgt tgagctacag cattatattc agcaattaag ctctaagcca	240
tccgcaaaaa tgacctetta tcaaaaaggag caattaaagg tactctetaa tectgacctg	300
ttggagtgtg ettcgggtet ggftcgttt gaagctegaa ttaaaacgeg atatttgaag	360
[0008] tctttcgggc tctctctaa tcttttgat gcaatccget ttgcttctga ctataatagt	420
cagggtaaag acctgatttt tgatttatgg teattctegt tttctgaact gtttaaagca	480
tttgaggggg attcaatgaa tatttatgac gatcccgag tattggacgc tatccagtct	540
aaacatttta ctattacccc ctctggeaaa acctctttg caaaagcctc tctctatttt	600
ggttttatc gtcgtctggg aaacgagggt tafgatagtg ttgctcttac tatgctctg	660
aattcctttt ggcgttatgt atctgcatta gtggaatgtg gtattctaa atctcaactg	720
atgaatcttt ctacctgtaa taatgttgtt ccgttagtct gttttattaa cgtagatttt	780
tcttccaac gtctgactg gtataatgag ccagttctta aaatcgcata aggtaattca	840

caatgattaa agftgaaatt aaaccatctc aagcccaatt tactactcgt tctgggtgtt	900
ctcgtcaggg caagecctat tcaactgaatg agcagccttg ttacgttgat ttgggtaatg	960
aatatecggg tcttgcaag attactcttg atgaaggtea gccagecctat gcgcctggtc	1020
tgtacaccgt tcaatctgccc tcttcaaaag ttggtcagtt eggttccctt afgattgacc	1080
gtctgceget cgttccggct aagtaacatg gacagcgtcg eggatttca cacaatttat	1140
caggegatga taaaaatctc cgttgaactt tgttcegege ttggtataat cctgggggt	1200
caaagatgag tgttttagtg tattcttttg cctcttctgt tttaggttg tgccttcgta	1260
gtggcattac gtattttacc cgtttaalgg aaacttctc atgaaaaagt ctttagctct	1320
[0009] caaagcctct gtagecgttg ctaccctcgt tccgatgctg tcttctctg ctgagggtga	1380
cgatcccga aaagcggcct ttaactccct gcaagcctca gcgaccgaat atateggfta	1440
tgcgtgggcg atggttgtg tcaatgtcgg cgeaactatc ggtatcaage tgttaagaa	1500
attcactcgt aaagcaagct gataaacga tacaattaa ggctcctttt ggagcctttt	1560
tttggagat ttcaacgtg aaaaaattat tcttcgaat tcttttagtg gtaccttct	1620
attctactc ggccgaaact gttgaaagt gtttagcaaa atccataca gaaaattcat	1680
ttactaacgt ctgaaagac gacaaaactt tagatcgta cgctaactat gagggctgct	1740
tgtggaatgc tacaggcgtt gtagtttga ctggtgacga aactcagtgt tacggtacat	1800

[0010]

gggttccat tgggttget atccctgaaa atgagggtgg tggctctgag ggtggcggtt 1860

ctgagggtgg cggttctgag ggtggcggtta ctaaactcc tgagtaeggt gatacaccta

1920

ttccgggeta tacttatate aaccctctcg accgcaactta tccgcttggg actgagcaaa 1980

accccgetaa tccaatcct tctcttgagg agtctcagcc tcttaatact ttcattgttc 2040

agaataatag gtccgaaat aggcaggggg cattaactgt ttatacgggc actgttactc 2100

aaggcaactga ccccgtaaa acttattacc agtacactcc tgatcatca aaagccatgt 2160

atgacgetta ctggaacggg aaattcagag actgcgcttt ccattctggc tttaatgagg 2220

atttattgt ttgtgaatat caaggccaat cgtctgaact gctcaacct cctgcaatg 2280

ctggcgggcg ccttggtggg ggttctgggt gcggctctga ggggtggtggc tctgagggtg 2340

gcggttctga ggggtggcggc tctgaggggag gcggttccgg tgggtggctct ggttccggtg 2400

atittgatta tgaaaagatg gcaaacgcta ataagggggc tatgaccgaa aatgccgatg 2460

aaaacgcgct acagtctgac gctaaaggca aacttgatc tgctgctact gattacggtg 2520

ctgctatcga tggttcatt ggtgacgttt ccggccttgc taatggtaat ggtgctactg 2580

gtgattttgc tggctctaat tcccaaatgg ctcaagtcgg tgaeggtgat aattcacctt 2640

taatgaataa ttccgctcaa tattfacctt cctccctca atcggtttaa tgctgacctt 2700

[0011]

ttgtctttgg cgetggtaaa ccatatgaat tttctattga ttgtgacaaa ataaaacttat	2760
tccgtgggtgt ctttgcgttt cttttatag ttgccacctt tatgtatgta tttctacgt	2820
ttgctaacat actgcgtaat aaggagtctt aatcatgcea gttcttttgg gtattccgtt	2880
attattgcgt ttecteggtt tccttctggg aactttggtt ggetatctgc ttactttct	2940
taaaaaggge ttcggtaaga tagctattgc tatttcattg tttcttctc ttattattgg	3000
gettaactea attcttggg gttatctctc tgatattage getcaattac cctctgactt	3060
tgttcagggt gttcagftaa ttctccctc taatgcctt cctgtttt atgtattct	3120
ctctgtaaag gctgctattt tcatttttga cgtaaacaa aaaatcgttt cttatttgg	3180
ttgggataaa taatatggct gtttatttg taactggcaa attagctct ggaaagacgc	3240
tcgftagcgt tggtaagatt caggataaaa ttgtagctgg gtgcaaaata gcaactaatc	3300
ttgatttaag gcttcaaaac ctcccgaag tgggagggtt cgctaaaacg cctcgcgttc	3360
ttagaatacc ggataagcct tetatatctg atttgcttgc tattgggcgc ggtaatgatt	3420
cctacgatga aaataaaaac ggettgcttg ttctegatga gtgcggtact tggtttaata	3480
cccgttcttg gaatgataag gaaagacagc cgattattga ttggtttcta catgctcgta	3540
aattaggatg ggatattatt tttcttctt aggacttate tattgttgat aaacaggcgc	3600

gttctgcatt agctgaacat gttgtttatt gtcgtcgtct ggacagaatt actttacctt	3660
ttgtcggtagc ttatattct cttactactg gctcgaaaat gccctcgcct aaattacatg	3720
ttggcgttgt taaatatggc gattctcaat taagccctac tgttgagcgt tggtttata	3780
ctggttaagaa ttgtataac gcatatgata ctaaacagge ttttctagt aattatgatt	3840
ccggtgttta ttcttatta acgccttatt taccacacgg tcggtattc aaaccattaa	3900
atttaggtca gaagatgaaa ttaactaaaa tataattgaa aaagtctct cgcgttctt	3960
gtcttgcgat tggatttga tcagcattta catatagtta tataacceca cctaagccgg	4020
aggtaaaaa ggtagtctct cagacctatg attttgataa attcactatt gactctctc	4080
[0012] agcgtcttaa tctaagctat cgtatgttt tcaaggatc taagggaana ttaattaata	4140
gcgacgatt acagaagcaa ggtattcac tcacalatat tgatttatgt actgttcca	4200
ttaaaaaagg taattcaaat gaaattgtta aatgtaatta attttgttt ctgatgttt	4260
gffcatcat cttctttgc tcaggttaatt gaaatgaata attgcctct gcgcgattt	4320
gtaacttggc attcaaagca atcaggcgaa tccgttattg ttctcccga tgtaaaaggc	4380
actgttactg tatattcate tgacgtlaaa cctgaaaac tacgcaattt ctllattct	4440
gtttactgt caaataattt tgatatgga ggttetaacc ctccattat teagaagtat	4500
aatccaaaca atcaggatta tattgatgaa ttgccatcat ctgataafca ggaatatgat	4560

[0013]

gataattccg ctcttctgg tggttcttt gtccgcaaa atgataatgt tactcaaaact	4620
tttaaaatta ataacgttcg ggcaaaggat ttaatacagag ttgtegaatt gtttgtaaag	4680
tetaatactt ctaaafctc aaatgtatta tctattgacg gctetaatct attagtgtt	4740
agtgtectea aagatatttt agataacctt cctcaattcc ttcaactgt tgattgcca	4800
actgaccaga tattgattga gggtttgata tttgagggtc agcaagggtga tgcttagat	4860
tttcatttg ctgctggctc tcagegtggc actgttgca gcggtgttaa tactgaccgc	4920
ctcacctctg tttatcttc tgctgggtgt tegtccgga ttttaatgg cgatgttta	4980
gggetatcag ttcgcgcatt aaagactaat agccattcaa aatatgttc tgtgccacgt	5040
attettaecg ttcaggtea gaagggttct atctctgttg gccagaatgt tectttatt	5100
actggctcgt tgactgggtga atctgccaat gtaaataatc cattteagac gattgacgt	5160
caaaatgtag gtatttccat gagegtttt cctgttgcaa tggetggcgg taatattgtt	5220
ctggatatta ccagcaagge cgatagtgtg agttctteta ctacagcaag tgatgttatt	5280
actaatcaaa gaagtattgc tacaacgggt aatttgcgtg atggacagac tcttttactc	5340
ggtgacctea ctgattataa aaacacttct caggattctg gcgtaccgtt cctgtetaaa	5400
atccctttaa tccgctcct gttfagctcc cgetctgatt ctaacgagga aagcaegtta	5460

[0014]

taegtgetcg tcaaageaac cafatgacgc gccctgtagc ggcgcaftaa ggcggggggg 5520	
tgtgggtggtt acggcagcg tgaccetac acttgccage gccctagcgc ccgctccttt	5580
cgctttcttc ccttccttc tcgccagtt cgcggcttt ccccgtaag ctetaaatcg	5640
ggggtccct ttaggttcc gatttagtgc ttacggcac ctgaccca aaaaactga	5700
ttgggtgat ggttccgta gtggccatc gccctgatag acggttttc gcccttgac	5760
gttgagtc acgttctta atagtggact ctgttccaa actggaaca cactcaacc	5820
tatctgggc tattctttg attataagg gatttgccg attcggaac caccatcaa	5880
caggatttc gctgtggg gcaaaccage gtggaccgt tgetgcaact ctctagggc	5940
caggcggga agggcaatca getgtgccc gtctactgg tgaaaagaaa aaccacctg	6000
gcgccaata cgaaaaccg ctctccccc gctgtggcg attcattat gcagctgga	6060
cgacaggtt cccactgga aagcggcag tgagcgcaac gcaattatg tgagtagct	6120
cactcattag gcacccagg cttacactt tatgttccg gctctatgt tgtgtggaat	6180
tgtgagcga taacaattc acacaggaaa cagctatgac catgattaag ccaagcttc	6240
atgctgcaag gtcctgcaat tcactggccg tcttttaca acgtctgac tgggaaaacc	6300
ctggcgttac ccaactaat cgccttgca cactcccc ttteccage tggegtata	6360

[0015]

gcgaagagge ccgcaccgat cgccctccc aacagttgcg cagcctgaat ggccaatggc	6420
gctttgectg gtttccggca ccagaagcgg tgccggaaaag ctggctggag tgcgatcttc	6480
ctgaggccga tactgtctc gtccctcaa actggcagat gcacggttac gatgcgceca	6540
tctacaccaa cgtgacctat cccattacgg tcaatccgcc gtttgtccc acggagaatc	6600
cgacgggttg ttactcctc acatttaatg ttgatgaaag ctggctacag gaaggccaga	6660
cgccaattat tttgatggc gttcctattg gtaaaaaat gagctgattt acaaaaaatt	6720
taatgcaat ttaacaaaa tattaacgtt tacaatttaa atattgctt atacaatctt	6780
cctgttttg gggetttct gattatcaac cggggtacat atgattgaca tgetagttt	6840
acgattaccg tteatcgatt ctctgtttg ctccagactc tcaggeaatg acctgatagc	6900
ctttgtagat ctctcaaaaa tagctacct ctccggcatt aatttatcag ctagaacggt	6960
tgaatatcat attgatggtg attgactgt ctccggcctt tctaccctt ttgaatctt	7020
acctacacat tactcaggca ttgcatttaa aatfatgag ggttctaaaa attttatcc	7080
ttgcgtgaa ataaaggctt ctcccgcaaa agtattacag ggtcataatg ttttggtac	7140
aaccgattta gctttatget ctgaggctt attgctaat tttgctaatt ctttgcttg	7200
cctgtatgat ttattggatg tt	7222

<210> 10
 <211> 41
 <212> DNA
 <213> 人工序列

<220>
 <223> BamH I_SM_upper(用于定点突变的引物)

<400> 10
 aaggccgctt ttgeggatc ctcaccctca gcagcgaaag a

41

[0016]

<210> 11
 <211> 41
 <212> DNA
 <213> 人工序列

<220>
 <223> BamH I_SM_lower(用于定点突变的引物)

<400> 11
 ttttctgtg ctgagggtga ggatcccgca aaagcggcct t

41

<210> 12
 <211> 90
 <212> DNA
 <213> 人工序列

[0017]

<220>

<223> BamM13HK_P8_primer (用于制备的延伸引物)
preparation.

<400> 12

ttaatggaaa cttcctcatg aaaaagtett tagtctcaaa agcctctgta gccgttgcta 60

ccctcgttcc gatgctgtct ttcgctgctg

90

<210> 13

<211> 95

<212> DNA

<213> 人工序列

<220>

<223> M13HK_P8 (用于制备的库寡核苷酸)

<220>

<221> misc_feature

<222> (1)..(95)

<223> n 为 a, g, c 或者 t

<220>

<221> misc_feature

<222> (1)..(95)

<223> m 为 a 或者 c

<400> 13

[0018]

aaggecgctt ttgcgggate cnnmnnmnmn nmmnnmnmnm nmncagcagc gaaagacagc

60

atcggaacga gggtagcaac ggctacagag gettt

95

<210> 14

<211> 50

<212> PRT

<213> 人工序列

<220>

<223> M13 噬菌体的 P8 蛋白

<400> 14

Ala Glu Gly Asp Asp Pro Ala Lys Ala Ala Phe Asn Ser Leu Gln Ala

1

5

10

15

Ser Ala Thr Glu Tyr Ile Gly Tyr Ala Trp Ala Met Val Val Val Ile

20

25

30

Val Gly Ala Thr Ile Gly Ile Lys Leu Phe Lys Lys Phe Thr Ser Lys

35

40

45

Ala Ser

50

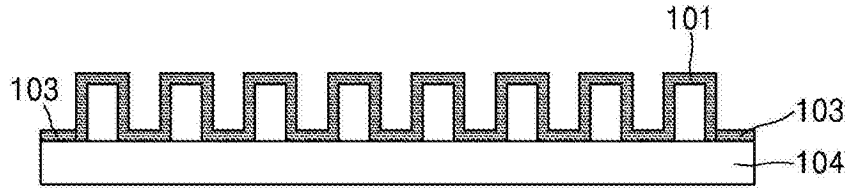


图1A

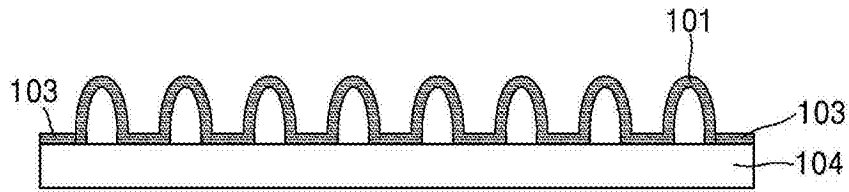


图1B

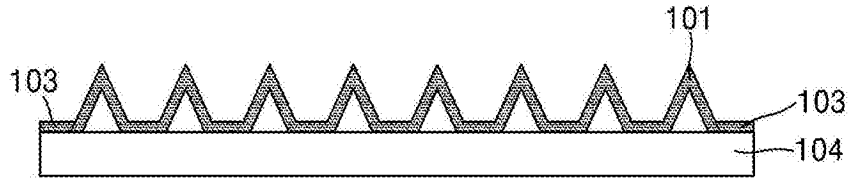


图1C

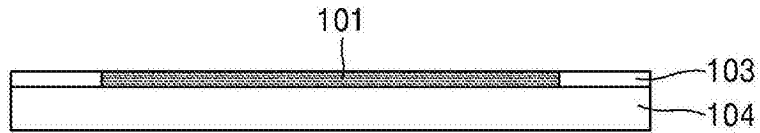


图2A

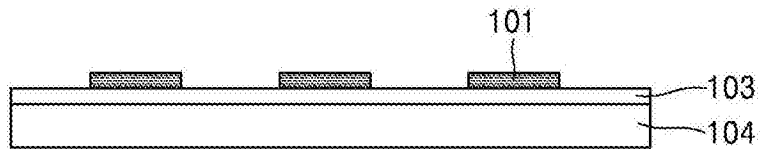


图2B

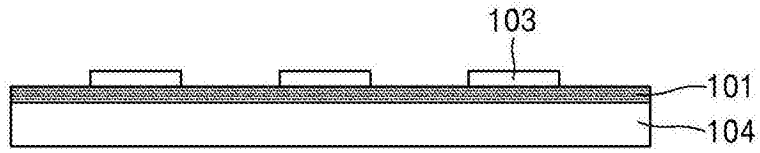


图2C

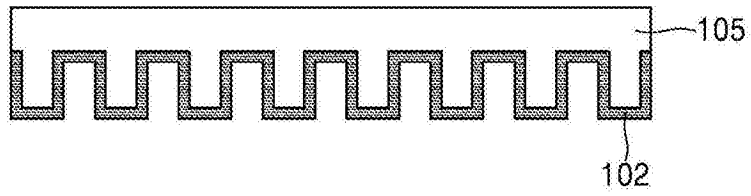


图3A

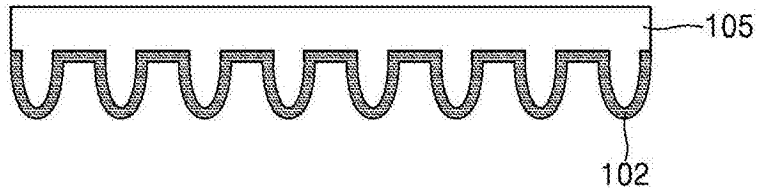


图3B

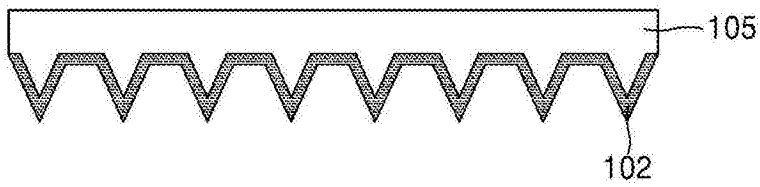


图3C

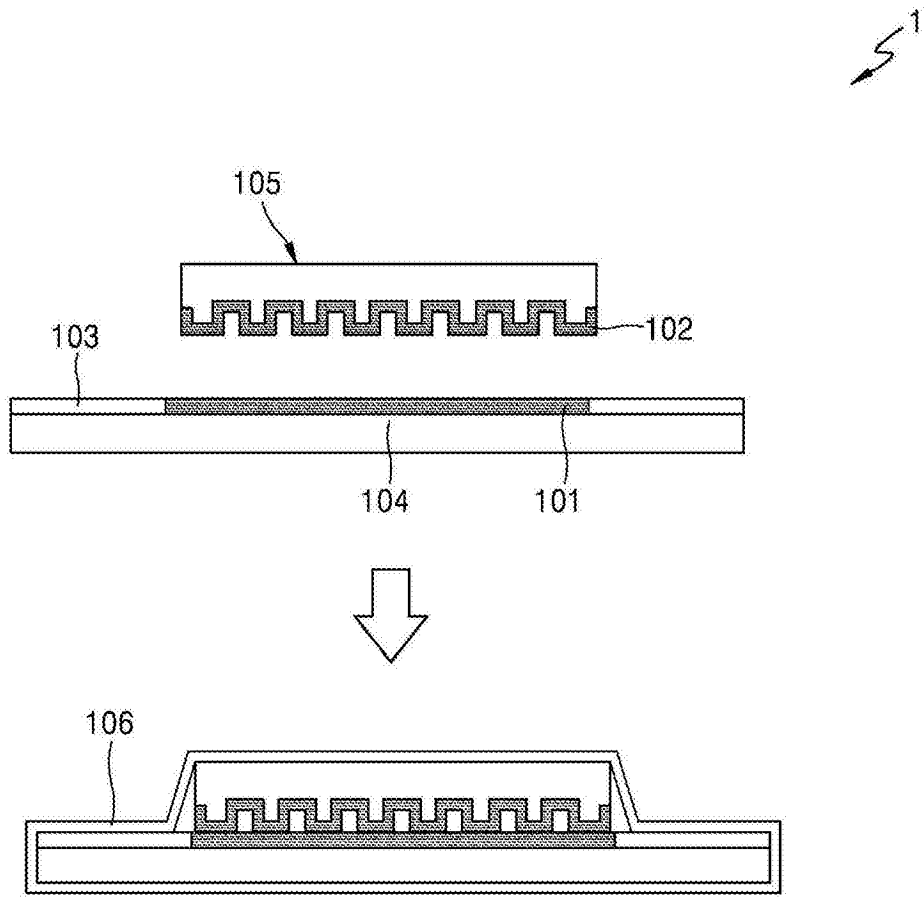


图4

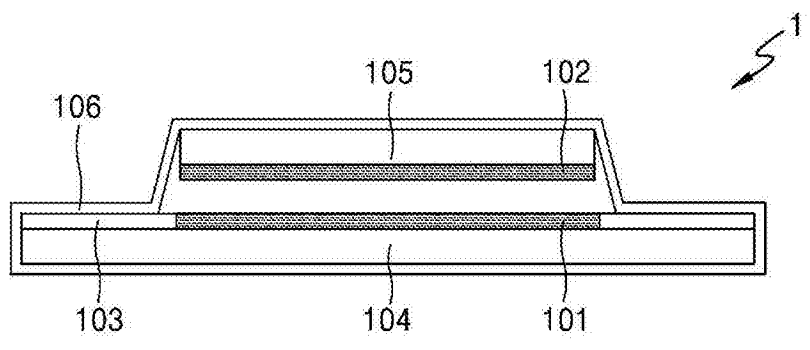


图5A

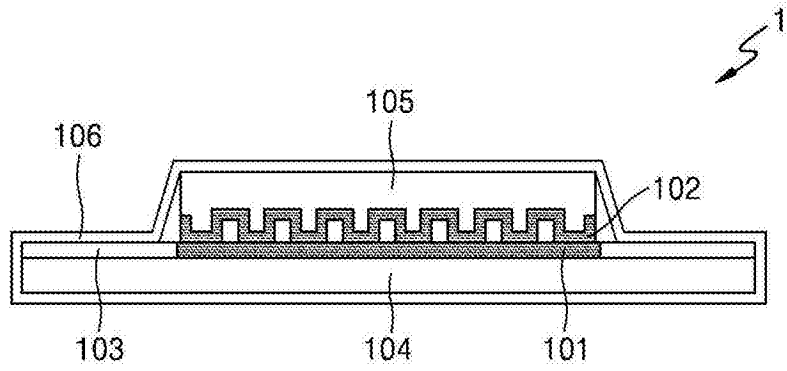


图5B

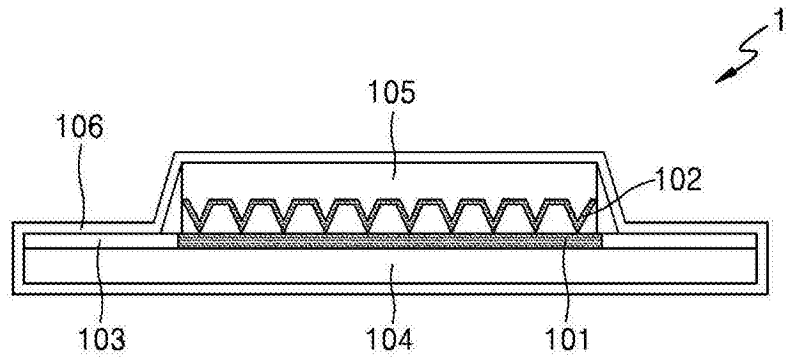


图5C

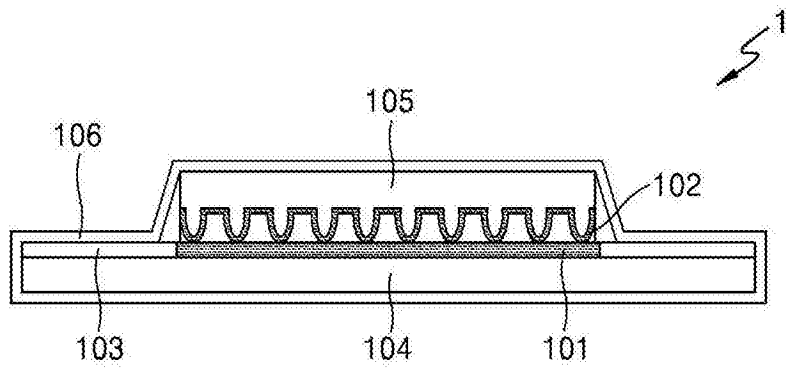


图5D

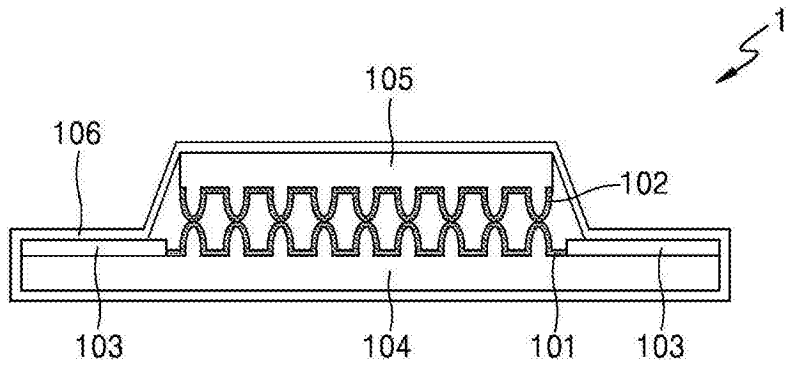


图6A

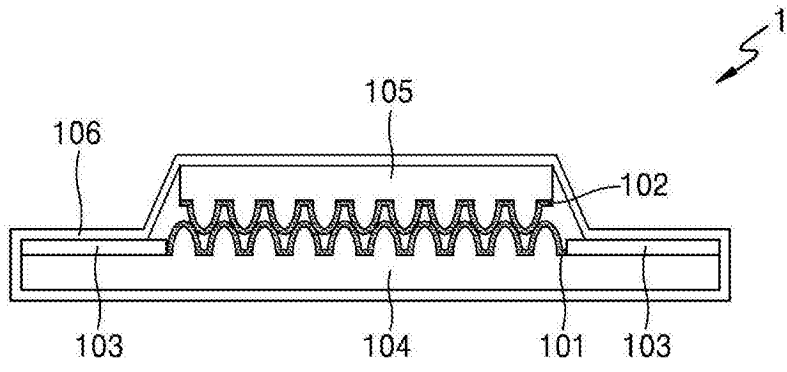


图6B

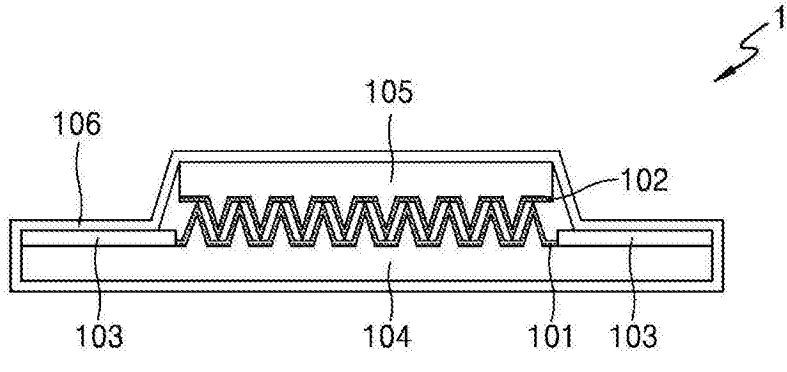


图6C

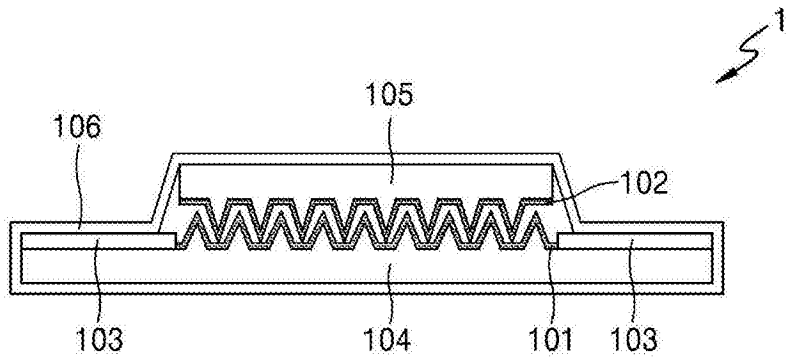


图6D

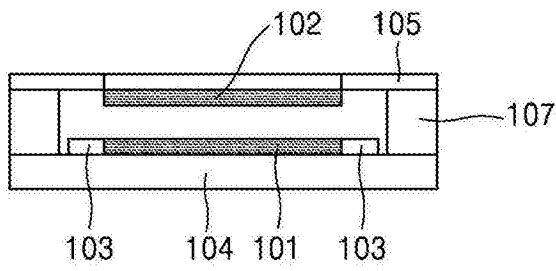


图7A

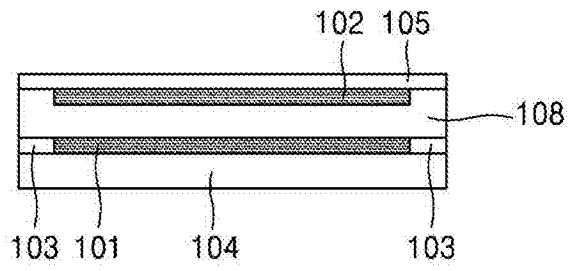


图7B

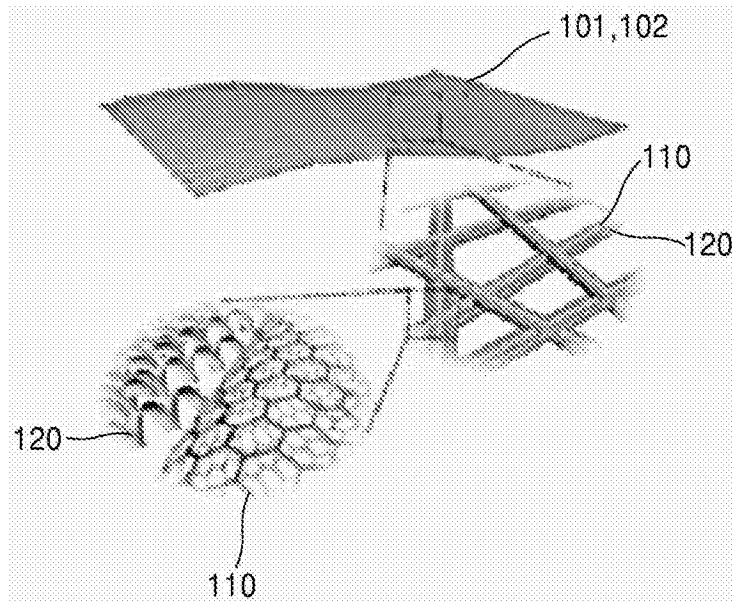


图8

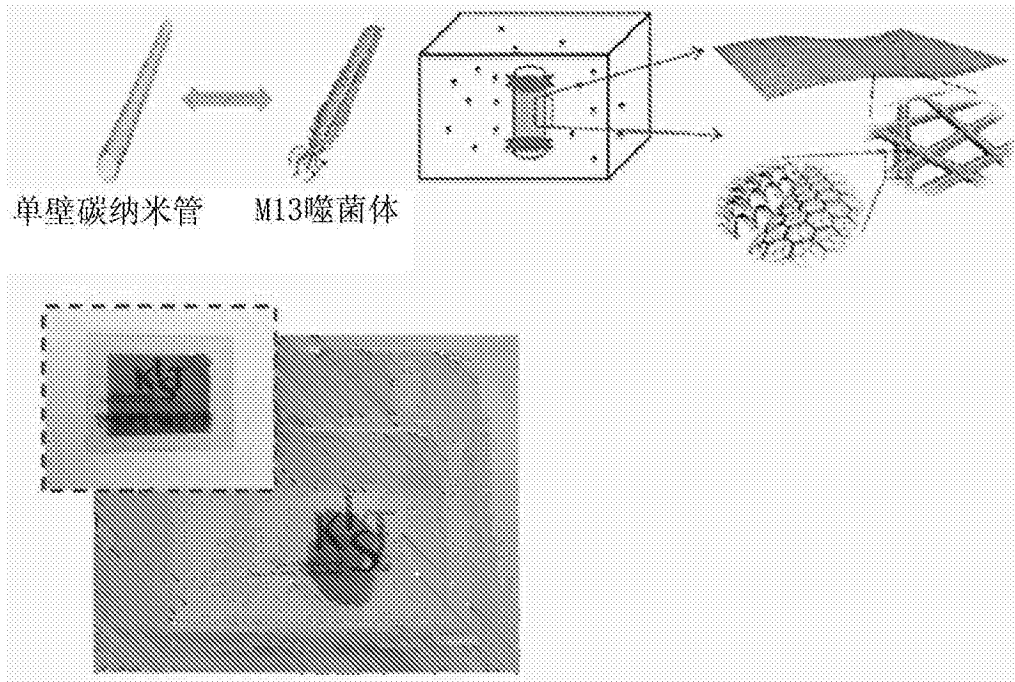


图9

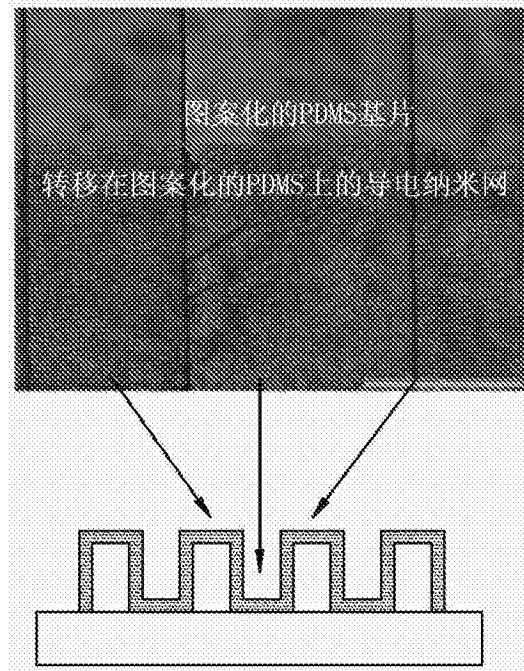


图10

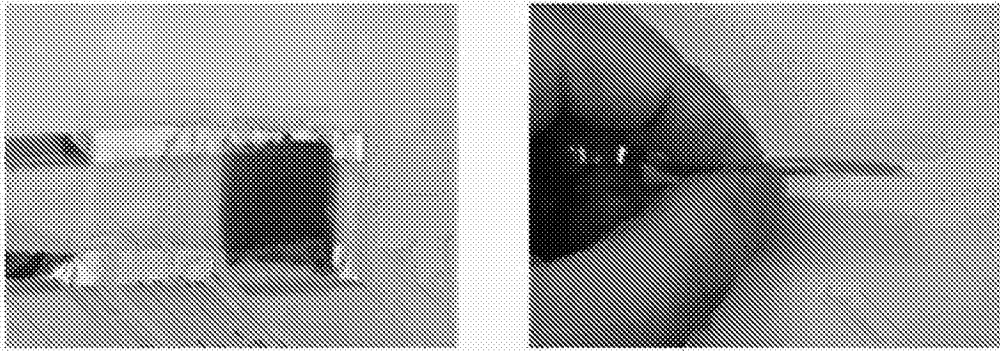


图11

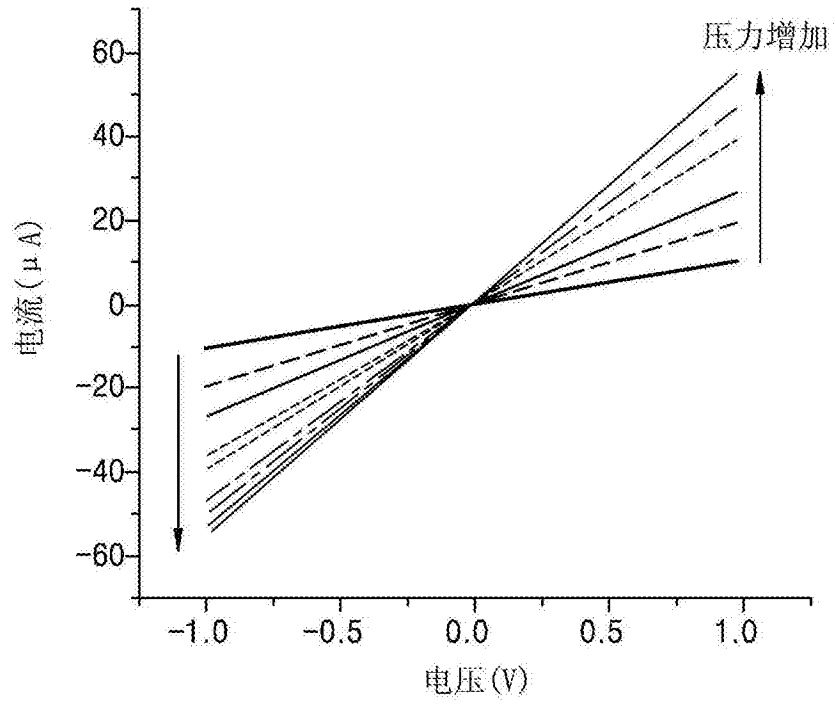


图12

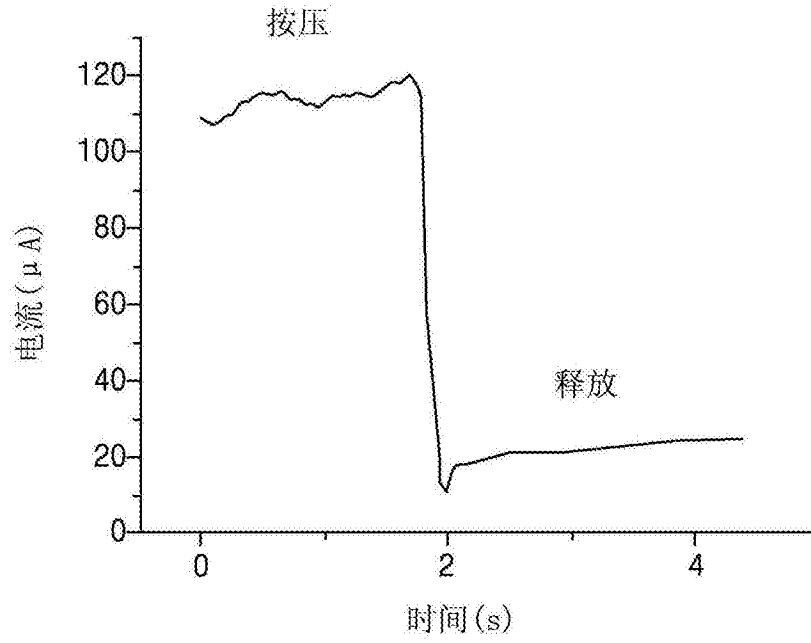


图13

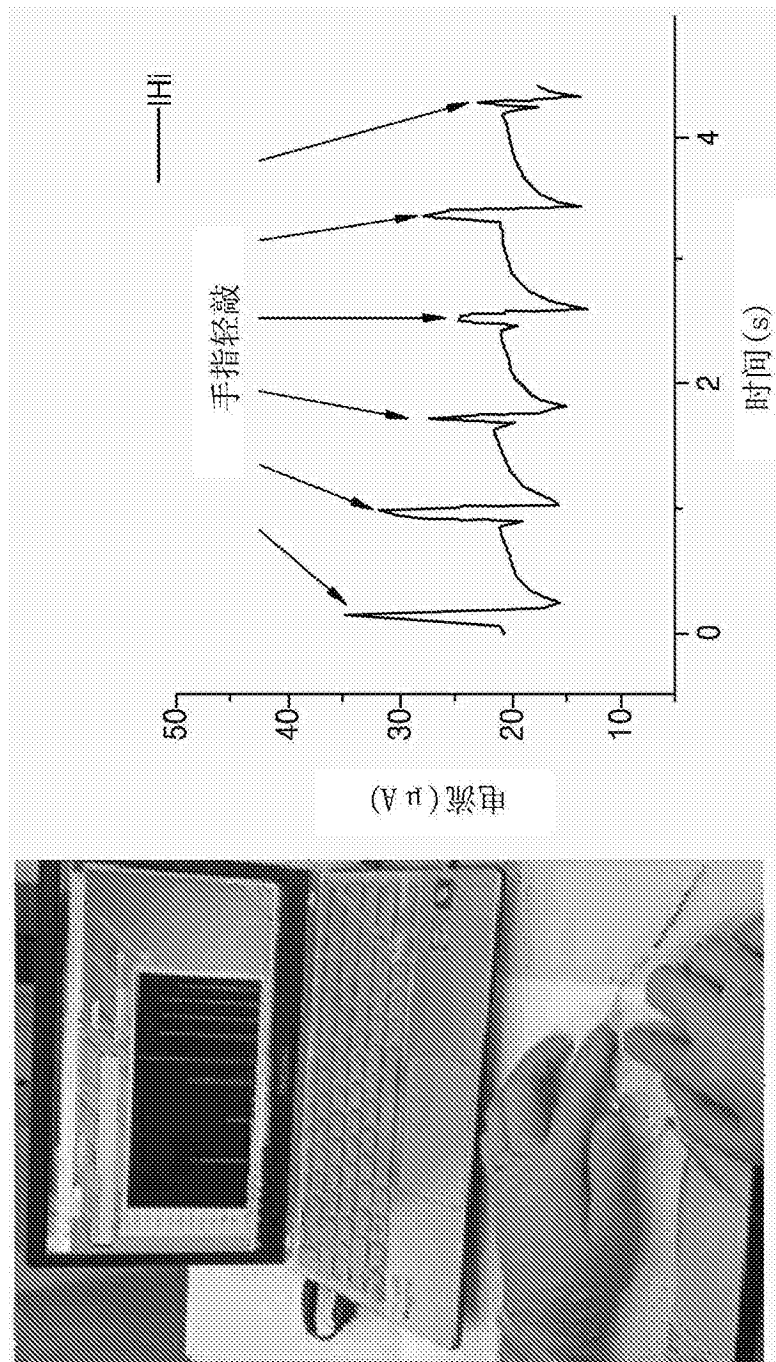


图14

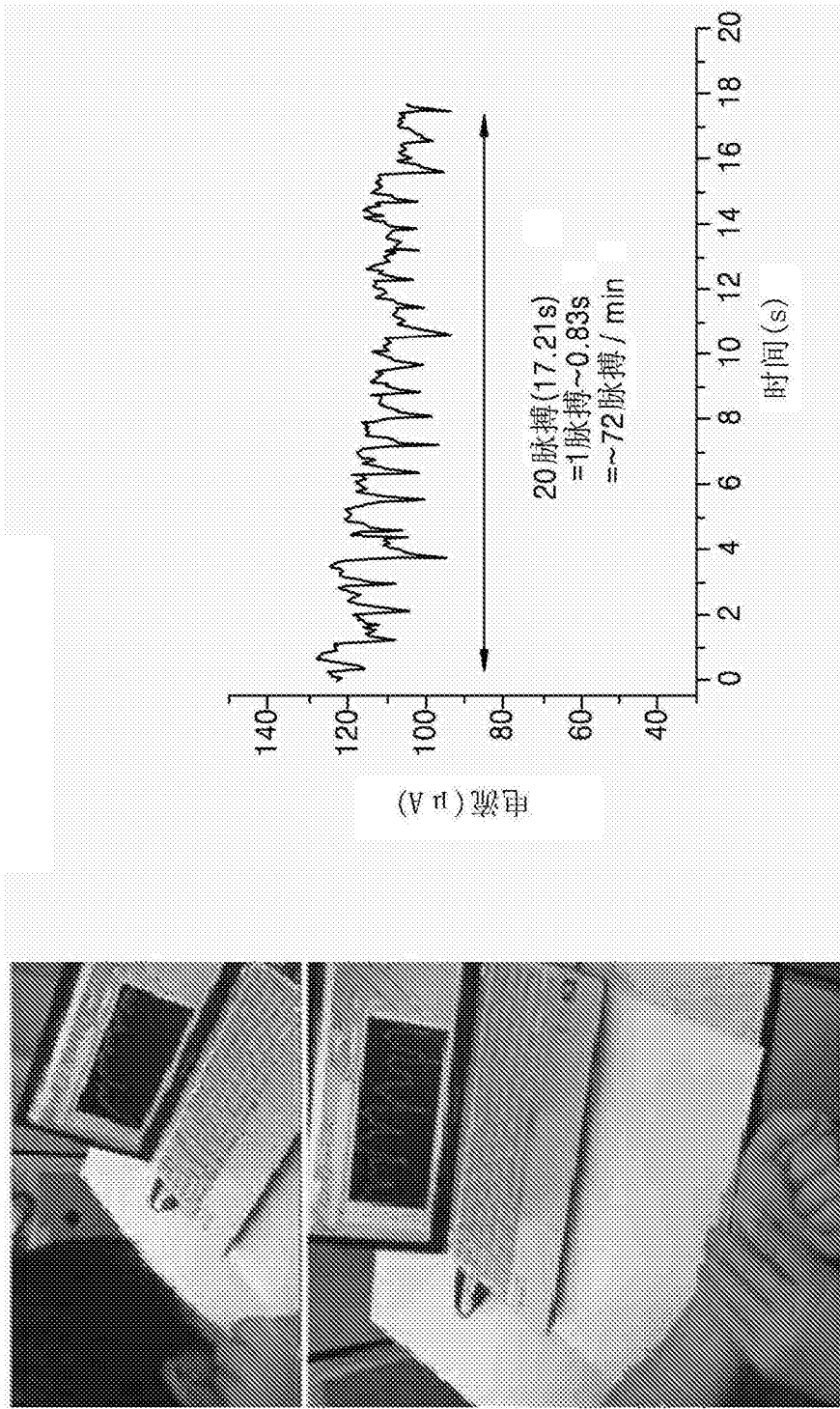


图15

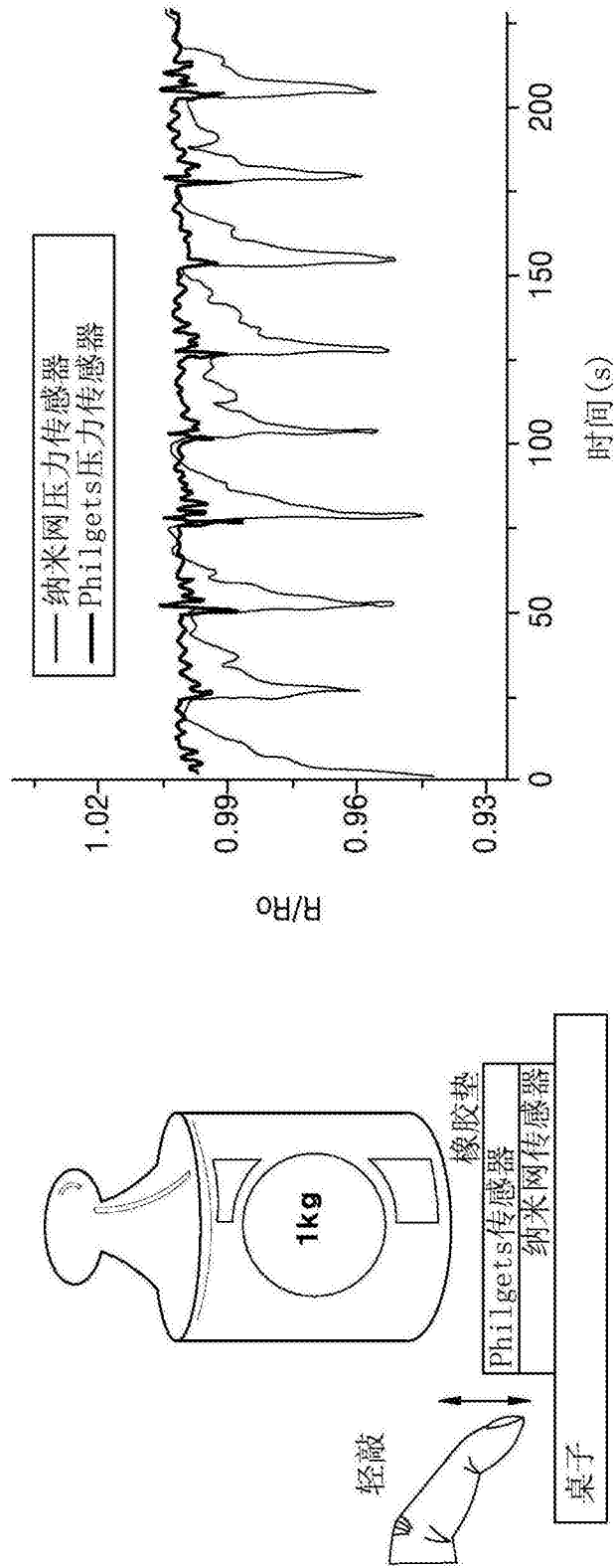


图16

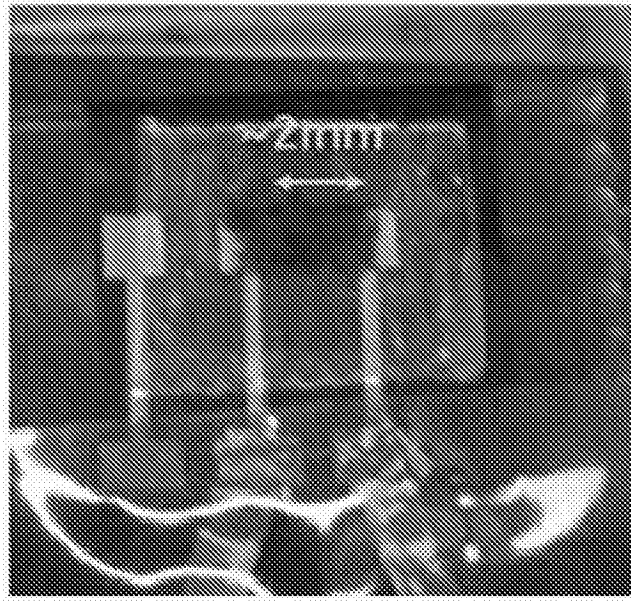


图17

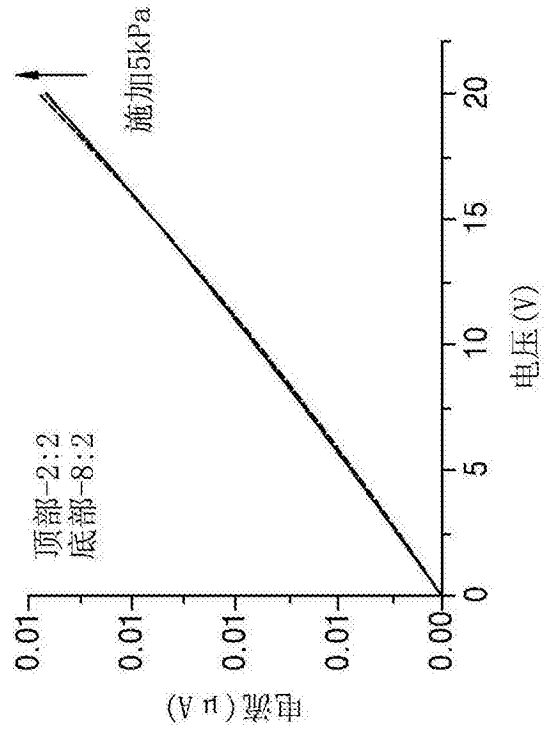
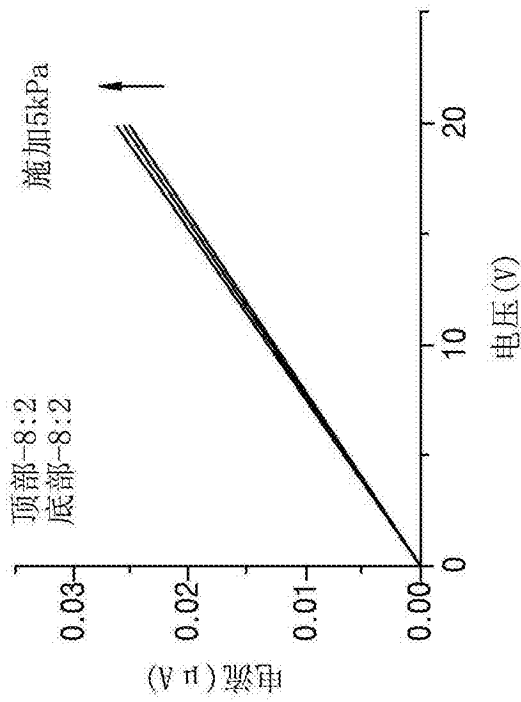
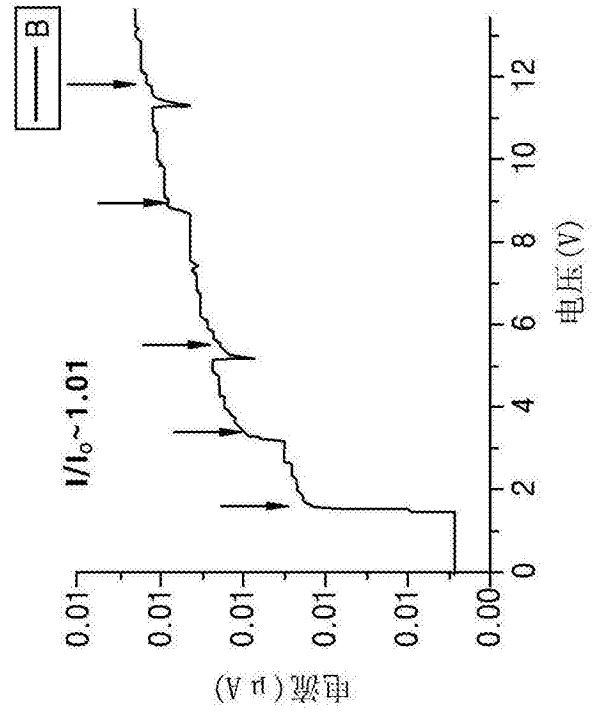
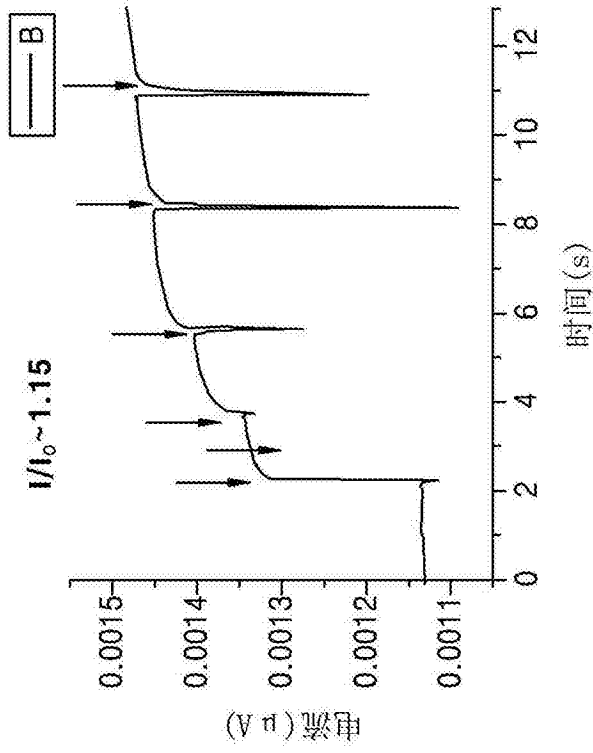


图18

图19

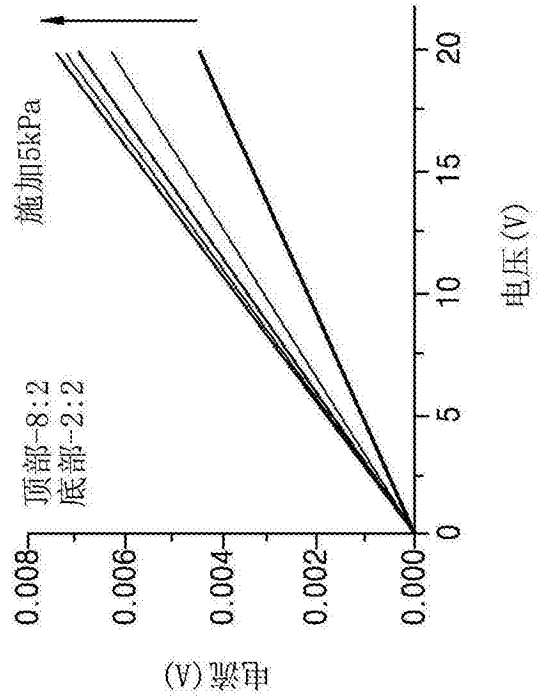
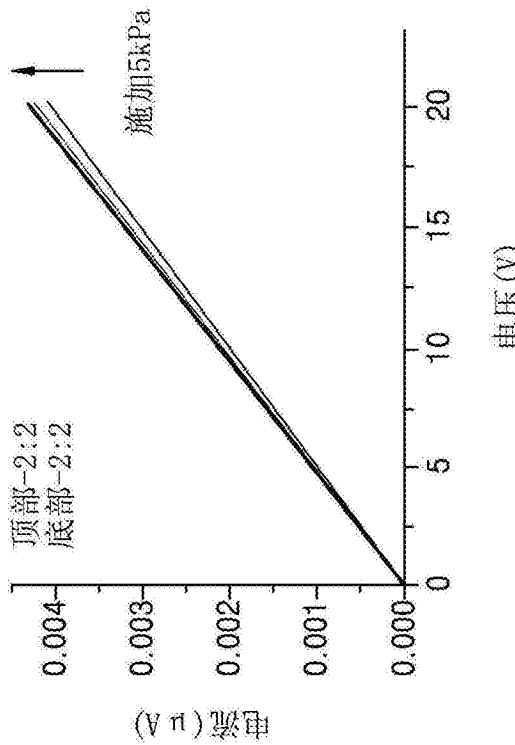
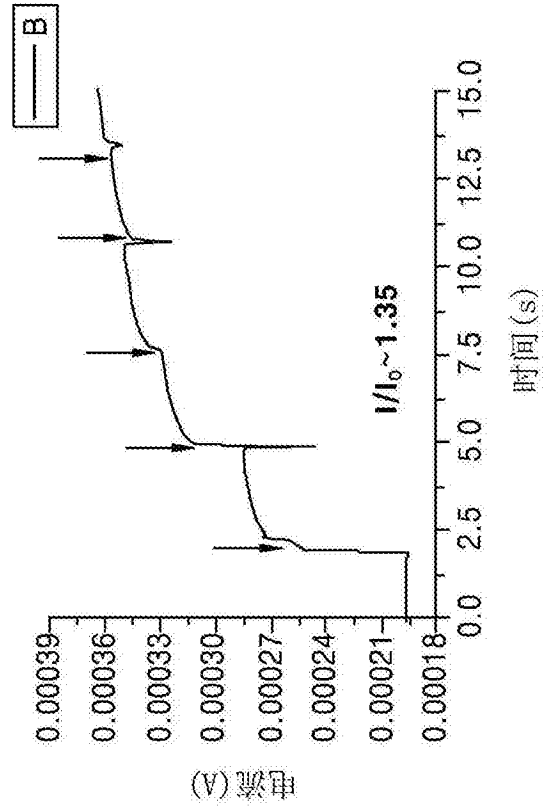
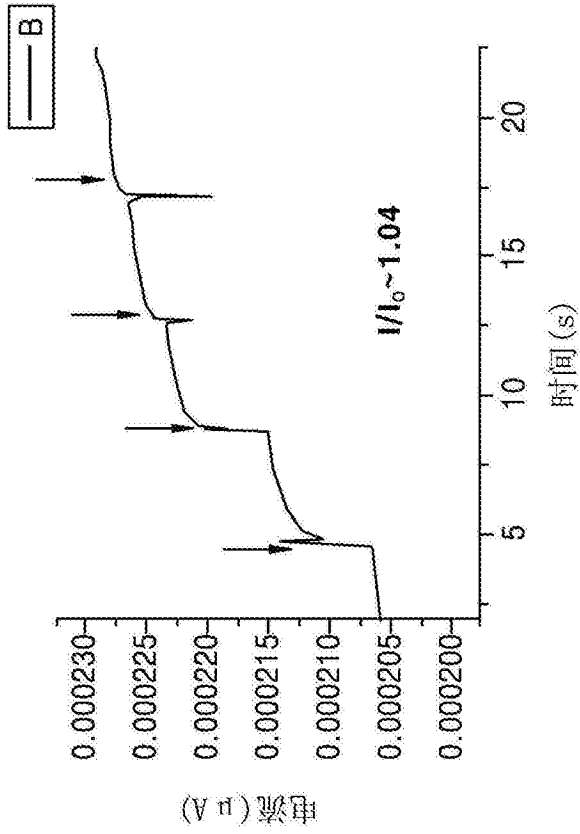


图20

图21

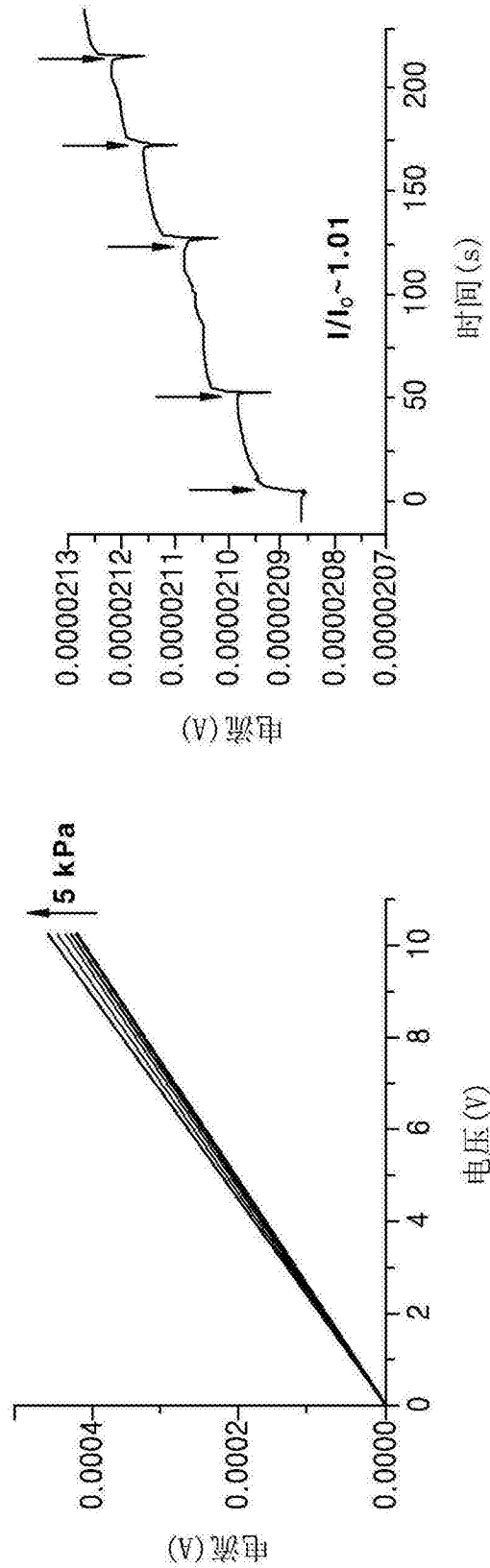


图22

专利名称(译)	包括混合电子片的压力传感器及可穿戴装置		
公开(公告)号	CN106052943A	公开(公告)日	2016-10-26
申请号	CN201610065711.6	申请日	2016-01-29
[标]申请(专利权)人(译)	韩国科学技术研究院		
申请(专利权)人(译)	韩国科学技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	韩国科学技术研究院		
[标]发明人	李贤正 李承禹 李基荣		
发明人	李贤正 李承禹 李基荣		
IPC分类号	G01L9/12 A61B5/021 A61B5/00 A61B5/0245		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/0245 A61B5/6802 A61B5/6803 A61B5/6807 A61B5/681 G01L9/12 A61B5/02108 A61B5/0215 A61B5/1036 A61B5/6897 A61B2562/0247 A61B2562/028		
优先权	1020150046751 2015-04-02 KR		
其他公开文献	CN106052943B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种包括混合电子片的压力传感器及可穿戴装置。所述压力传感器具有良好的可控电性能和良好的机械柔韧性和稳定性，并以简单且高度可复制的方式测量例如压力，其中，传感器中组件的电阻根据施加的压力改变。

