



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112689759 A

(43) 申请公布日 2021.04.20

(21) 申请号 201880094544.5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2018.08.09

G01N 33/543 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2020.12.10

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2018/009115 2018.08.09

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/032294 KO 2020.02.13

(71) 申请人 BBB有限公司
地址 韩国京畿道

(72) 发明人 黄炫斗 崔在奎

(74) 专利代理机构 北京天达知识产权代理事务
所(普通合伙) 11386
代理人 丛洪杰 姚东华

权利要求书4页 说明书25页 附图13页

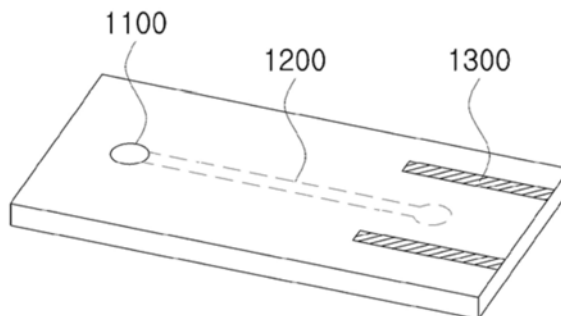
(54) 发明名称

使用磁性纳米粒子的生物传感器,以及使用生物传感器的检测装置和检测方法

(57) 摘要

根据本申请的一个实施例,可以提供一种生物传感器,所述生物传感器包括:反应部件,所述反应部件包括磁性纳米粒子复合物、第一电极和第二电极;以及样品导入部件,所述样品导入部件形成通道使得可以将样品从所述生物传感器的外部导入所述反应部件中;其中所述磁性纳米粒子复合物包括用于捕获第一目标物质的第一捕获物质、磁性纳米粒子和反应物质,所述反应物质执行氧化反应和还原反应中的至少一者,其中所述磁性纳米粒子复合物在所述反应部件中具有磁性,并且具有可以根据所述反应部件的条件变化而改变迁移率的属性,其中用于捕获第二目标物质的第二捕获物质固定到所述第一电极,其中所述第二电极是与所述第一电极不同的电极,所述生物传感器的特征在于,所述第一目标物质和所述第二目标物质中的至少一者包括在所述样品中。

1000



1. 一种生物传感器,所述生物传感器包括:
反应部件,所述反应部件包括磁性纳米粒子复合物、第一电极和第二电极;以及
样品导入部件,所述样品导入部件形成通道使得可以将样品从所述生物传感器的外部
导入所述反应部件中;
其中所述磁性纳米粒子复合物包括用于捕获第一目标物质的第一捕获物质、磁性纳米
粒子和反应物质,所述反应物质执行氧化反应和还原反应中的至少一者,
其中所述磁性纳米粒子复合物在所述反应部件中具有磁性,并且具有可以根据所述反
应部件的条件而变化而改变迁移率的属性,
其中所述第一电极固定到用于捕获第二目标物质的第二捕获物质,
其中所述第二电极是与所述第一电极不同的电极,并且
所述第一目标物质和所述第二目标物质中的至少一者包括在所述样品中。
2. 根据权利要求1所述的生物传感器,
其中所述磁性纳米粒子被改性以将反应器暴露于所述磁性纳米粒子的外部,并且
其中所述反应物质固定到所述反应器。
3. 根据权利要求2所述的生物传感器,
其中所述反应器是胺,并且所述反应物质是金。
4. 根据权利要求2所述的生物传感器,
其中所述第一捕获物质固定到所述反应物质,所述反应物质固定到所述反应器。
5. 根据权利要求1所述的生物传感器,
其中在所述第一电极的至少一部分上设置有阻断物质,所述阻断物质防止所述第二目
标物质吸附。
6. 根据权利要求5所述的生物传感器,
其中所述阻断物质是牛血清白蛋白(BSA)。
7. 根据权利要求1所述的生物传感器,
其中所述第一捕获物质包括抗原、抗体、改性抗体、抗体类似物、适体、核酸、脂质和病
毒蛋白抗原中的至少一者,并且
其中所述第二捕获物质包括抗原、抗体、改性抗体、抗体类似物、适体、核酸、脂质和病
毒蛋白抗原中的至少一者。
8. 根据权利要求1所述的生物传感器,
其中所述第一目标物质是与包括在所述样品中的所述第二目标物质相同的物质,并且
其中所述第一捕获物质是与所述第二捕获物质相同的物质。
9. 根据权利要求1所述的生物传感器,
其中所述第一目标物质是固定在所述第一电极上的第二目标物质,
其中所述第二目标物质是与所述第一捕获物质相同的物质,并且
其中所述第一捕获物质包括在所述样品中。
10. 根据权利要求1所述的生物传感器,
其中所述第一目标物质是固定在所述第一电极上的第二目标物质,
其中所述第二目标物质是与所述第一捕获物质相同的物质,并且
其中所述第二捕获物质包括在所述样品中。

11. 根据权利要求1所述的生物传感器，
当形成在所述反应部件中的磁场改变时，其中所述磁性纳米粒子复合物的移动方向改变。

12. 根据权利要求1所述的生物传感器，
当施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压改变时，其中所述磁性纳米粒子复合物的移动方向改变。

13. 根据权利要求1所述的生物传感器，其进一步包括：
第三电极，所述第三电极的线圈形状不同于所述第一电极和所述第二电极，并且
当施加到所述第三电极的电流改变时，其中所述磁性纳米粒子复合物的移动方向改变。

14. 根据权利要求1所述的生物传感器，
其中电连接到所述第一电极的第四电极的至少一部分和电连接到所述第二电极的第五电极的至少一部分暴露于所述生物传感器的外部。

15. 根据权利要求14所述的生物传感器，
其中所述第一电极和所述第四电极由一个电极组成，并且
其中所述第二电极和所述第五电极由一个电极组成。

16. 根据权利要求14所述的生物传感器，
其中所述第四电极的至少一部分和所述第五电极的至少一部分电连接到能够测量电流的装置。

17. 根据权利要求16所述的生物传感器，
其中施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压由所述装置控制，并且
其中根据通过在所述第一电极与所述第二电极之间施加电压引起的电流，所述生物传感器能够检测所述样品中是否包括所述第二目标物质。

18. 一种检测装置，所述检测装置包括：
电极部件，所述电极部件能够连接到生物传感器，
其中所述生物传感器包括：磁性纳米粒子复合物，所述磁性纳米粒子复合物包括用于捕获第一目标物质的第一捕获物质、磁性纳米粒子和反应物质，所述反应物质执行氧化反应和还原反应中的至少一者；第一电极，所述第一电极固定到用于捕获第二目标物质的所述第二目标物质；以及第二电极，所述第二电极与所述第一电极不同，以及
控制单元，所述控制单元进行控制以提供电压，其包括升高施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的第一步骤和降低施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的第二步骤，以便通过检测根据所述施加的电压的变化的电流来检测所述第二目标物质是否被捕获在导入所述生物传感器的所述样品中，并且在提供包括所述第一步骤和所述第二步骤的电压之前提供电压，所述电压施加高于所述第一步骤中的最低电压和所述第二步骤中的最低电压中的至少一个的最小电压的电压持续预定时间或更长时间，以便稳定所述电流的曲线。

19. 根据权利要求18所述的检测装置，
其中所述第一捕获物质包括抗原、抗体、改性抗体、抗体类似物、适体、核酸、脂质和病毒蛋白抗原中的至少一者，并且

其中所述第二捕获物质包括所述抗原、所述抗体、所述改性抗体、所述抗体类似物、所述适体、所述核酸、所述脂质和所述病毒蛋白抗原中的至少一者。

20. 根据权利要求18所述的检测装置，

其中所述第一捕获物质是与所述第二捕获物质相同的物质，

其中所述第一目标物质是与所述第二目标物质相同的物质，并且

其中所述第一目标物质包括在所述样品中。

21. 根据权利要求18所述的检测装置，

其中所述控制单元进行控制以在所述第一步骤中提供所述电压，所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少0V升高到至少1V，并且进行控制以在所述第二步骤中提供所述电压，所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少1V降低到至少0V。

22. 根据权利要求21所述的检测装置，

其中所述控制单元进行控制以在所述第一电极与所述第二电极之间提供由至少1V的电压施加的电压至少2秒，以便稳定所述电流的所述曲线。

23. 根据权利要求22所述的检测装置，

其中为了稳定所述电流的所述曲线，所述控制单元在进行控制以在所述第一电极与所述第二电极之间提供由至少1V的所述电压施加的所述电压至少2秒之后，进行控制以提供所述电压，所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少1V或更高降低到至少0V或更低。

24. 根据权利要求23所述的检测装置，

其中为了稳定所述电流的所述曲线，所述控制单元在进行控制以提供所述电压，所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少1V或更高降低到至少0V或更低之后，进行控制以提供所述电压，所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少0V或更低升高到至少1V或更高。

25. 根据权利要求22所述的检测装置，

其中为了稳定所述电流的所述曲线，所述控制单元在进行控制以在所述第一电极与所述第二电极之间提供由至少1V的所述电压施加的所述电压至少2秒之后，进行控制以提供所述电压，所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少0V或更低升高到至少1V或更高。

26. 一种用于电连接到生物传感器的检测装置的检测方法，所述生物传感器包括：磁性纳米粒子复合物，所述磁性纳米粒子复合物包括用于捕获第一目标物质的第一捕获物质、磁性纳米粒子和反应物质，所述反应物质执行氧化反应和还原反应中的至少一者；第一电极，所述第一电极固定到用于捕获第二目标物质的所述第二目标物质；以及第二电极，所述第二电极与所述第一电极不同，其中所述第一目标物质和所述第二目标物质中的至少一者包括在样品中，所述检测方法包括：

提供循环电压，其包括升高施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的第一步骤和降低施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的第二步骤，以便通过检测根据所述施加的电压的变化的电流来检测导入所述生物传感器的所述样品中的所述第二目标物质是否被捕获；

在提供所述电压的步骤之前，使用于施加高于所述第一步骤的最小电压和所述第二步

骤的最小电压中的至少一者的电压的信号稳定预定周期或更长时间以稳定所述电流的所述曲线;以及

检测根据所述第一步骤的所述电流和根据所述第二步骤的所述电流。

27. 根据权利要求26所述的检测方法,

其中所述第一捕获物质包括抗原、抗体、改性抗体、抗体类似物、适体、核酸、脂质和病毒蛋白抗原中的至少一者,并且

其中所述第二捕获物质包括所述抗原、所述抗体、所述改性抗体、所述抗体类似物、所述适体、所述核酸、所述脂质和所述病毒蛋白抗原中的至少一者。

28. 根据权利要求27所述的检测方法,

其中所述第一捕获物质是与所述第二捕获物质相同的物质,

其中所述第一目标物质是与所述第二目标物质相同的物质,并且

其中所述第一目标物质包括在所述样品中。

29. 根据权利要求26所述的检测方法,

其中所述第一步骤是其中将所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少0V升高到至少1V的步骤,并且

其中所述第二步骤是其中将所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少1V降低到至少0V的步骤。

30. 根据权利要求29所述的检测方法,

其中使用于施加高于所述第一步骤的所述最小电压和所述第二步骤的所述最小电压中的至少一者的所述电压的所述信号稳定所述预定周期或更长时间的所述步骤进一步包括:

提供所述电压,使得在所述第一电极与所述第二电极之间施加至少1V的所述电压至少2秒。

31. 根据权利要求30所述的检测方法,

其中稳定所述信号的所述步骤进一步包括:

在提供所述电压使得在所述第一电极与所述第二电极之间施加至少1V的所述电压至少2秒钟之后,提供所述电压使得所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少1V或更高降低到0V或更低。

32. 根据权利要求31所述的检测方法,

其中稳定所述信号的所述步骤进一步包括:

在提供所述电压使得所述第一电极与所述第二电极之间的电压从至少1V或更高降低到至少0V或更低之后,提供所述电压使得所述第一电极与第二电极之间的电压从至少0V或更低升高到至少1V或更高。

33. 根据权利要求30所述的检测方法,

其中稳定所述信号的所述步骤进一步包括:

在提供所述电压使得在所述第一电极与所述第二电极之间施加至少1V的所述电压至少2秒钟之后,提供所述电压使得所述第一电极与第二电极之间的电压从至少0V或更低升高到至少1V或更高。

使用磁性纳米粒子的生物传感器,以及使用生物传感器的检测装置和检测方法

技术领域

- [0001] 实施例涉及一种使用磁性纳米粒子的生物传感器。
[0002] 实施例涉及一种使用生物传感器的检测装置。
[0003] 实施例涉及一种使用生物传感器的检测装置的检测方法。

背景技术

[0004] 由于老龄化社会的到来,随着对疾病预防和早期诊断的即时检验(POCT)的需求增长,各种现场诊断试剂盒(诸如使用薄膜的生物传感器和使用微流体通道的生物传感器)已经商业化应用。对这些产品的需求也在迅速增加。

[0005] 然而,就在大型医院的临床实验室中人工通过酶联免疫特异性测定(ELISA)方法进行疾病诊断而言,问题在于,各种现场诊断试剂盒的疾病诊断准确性和灵敏度已大大降低。

[0006] 疾病诊断的准确性和灵敏度降低的原因之一是样品的背景等降低了检测准确性。背景问题仍然是一个长期问题,因为由于生物传感器的性质,在没有附加和昂贵的设备设计或人工洗涤的情况下很难除去背景,在这种情况下,样品的移动和反应是通过毛细作用力实现的,而没有额外的外部作用力提供。

[0007] 因此,需要一种通过简单方法在现场诊断试剂盒上洗涤不必要的反应物的部件,以除去背景并提高检测精度和检测灵敏度。

发明内容

[0008] [技术问题]

[0009] 实施例旨在提供一种用于解决由于背景导致准确度降低的问题的生物传感器。

[0010] 实施例还针对通过稳定检测到的信号来提供具有提高的检测灵敏度的生物传感器。

[0011] [技术方案]

[0012] 根据本申请的一个实施例,可以提供一种生物传感器,所述生物传感器包括:反应部件,所述反应部件包括磁性纳米粒子复合物、第一电极和第二电极;以及样品导入部件,所述样品导入部件形成通道使得可以将样品从所述生物传感器的外部导入所述反应部件中;其中所述磁性纳米粒子复合物包括用于捕获第一目标物质的第一捕获物质、磁性纳米粒子和反应物质,所述反应物质执行氧化反应和还原反应中的至少一者,其中所述磁性纳米粒子复合物在所述反应部件中具有磁性,并且具有可以根据所述反应部件的条件的变化而改变迁移率的属性,其中用于捕获第二目标物质的第二捕获物质固定到所述第一电极,其中所述第二电极是与所述第一电极不同的电极,所述生物传感器的特征在于,所述第一目标物质和所述第二目标物质中的至少一者包括在所述样品中。

[0013] 根据本申请的一个实施例,可以提供一种检测装置,所述检测装置包括:电极部

件,所述电极部件能够连接到生物传感器,其中所述生物传感器包括:磁性纳米粒子复合物,所述磁性纳米粒子复合物包括用于捕获第一目标物质的第一捕获物质、磁性纳米粒子和反应物质,所述反应物质执行氧化反应和还原反应中的至少一者;第一电极,所述第一电极固定到用于捕获第二目标物质的所述第二目标物质;以及第二电极,所述第二电极与所述第一电极不同,并且其中所述第一目标物质和所述第二目标物质中的至少一者包括在样品中;以及控制单元,所述控制单元进行控制以提供电压,其包括升高施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的第一步骤和降低施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的第二步骤,以便通过检测根据所述施加的电压的变化的电流来检测所述第二目标物质是否被捕获在导入所述生物传感器的所述样品中,并且在提供包括所述第一步骤和所述第二步骤的电压之前提供电压,所述电压施加高于所述第一步骤中的最低电压和所述第二步骤中的最低电压中的至少一个的最小电压的电压预定时间或更长时间,以便稳定所述电流的曲线。

[0014] [有利效果]

[0015] 根据实施例,可以提供一种生物传感器,所述生物传感器通过改变反应部件中的环境条件执行的洗涤来解决由于背景而导致准确度降低的问题。

[0016] 根据实施例,可以通过在检测操作之前提供用于稳定信号的电压来提供具有提高的检测灵敏度的生物传感器。

[0017] 本申请的效果不限于上述效果,并且本领域技术人员将从本说明书和附图中清楚地理解未提及的效果。

附图说明

[0018] 图1是用于描述根据本申请的一个实施例的检测系统(1)的图。

[0019] 图2是用于描述根据本申请的一个实施例的生物传感器(1000)的图。

[0020] 图3是用于描述根据本申请的一个实施例的反应部件(1200)的图。

[0021] 图4是用于描述根据本申请的一个实施例的磁性纳米粒子复合物(1210)的图。

[0022] 图5是用于描述根据本申请的一个实施例的第一电极(1220)的图。

[0023] 图6是用于描述根据本申请的一个实施例的生物传感器(1000)的一般操作的图。

[0024] 图7是用于描述根据本申请的第一实施例的生物传感器(1000)的操作的图。

[0025] 图8是用于描述根据本申请的一个实施例的用于提供磁场的第三电极的布置的放大图。

[0026] 图9是用于描述根据本申请的一个实施例的包括第一电极(1220)的生物传感器(1000)的电流随电压变化的图形,牛血清白蛋白(BSA)固定到所述第一电极。

[0027] 图10是用于描述根据本申请的一个实施例的检测装置(2000)的图。

[0028] 图11是用于描述根据本申请的一个实施例的检测装置(2000)的操作的图。

[0029] 图12是用于描述根据本申请的一个实施例的提供第二信号(S2000)的操作的图。

[0030] 图13是用于描述根据本申请的一个实施例的提供第二-第三信号(S2300)的操作的图。

[0031] 图14是用于描述根据本申请的第三实施例的在提供第二-第三信号(S2300)的操作之前执行还原预处理的操作的图。

[0032] 图15是用于描述根据本申请的一个实施例的根据提供第二-第二信号(S2200)的操作和提供第二-第三信号(S2300)的操作的第三信号的检测图形的图。

[0033] 图16是用于描述根据本申请的第四实施例的在提供第二-第三信号(S2300)的操作之前执行氧化预处理的操作的图。

具体实施方式

[0034] 通过以下结合附图的详细描述,本申请的上述目的、特征和优点将变得更加显而易见。然而,本申请可以各种方式修改并且可以具有各个实施例。在下文中,将在附图中示出并详细描述具体实施例。

[0035] 在附图中,为了清楚起见,放大了层和区域的厚度。元件或层被称为在另一个部件或层的“上面”不仅是指在一个部件或层的正上方,而且指在中间有另一个层或其他部件。因此,“在……上面”的含义包括这两种情况。在整个说明书中,相同的附图标记原则上指相同的部件。另外,将使用相同的附图标记来描述在相应实施例的附图中出现的相同思想的范围内具有相同功能的元件。

[0036] 如果确定与本申请有关的已知功能或配置的详细描述可能不必要地使本申请的主题不清楚,则将省略所述详细描述。另外,在本说明书的描述过程中使用的数字(例如,第一、第二等)仅仅是用于将一个部件与其他部件区分开的识别符号。

[0037] 另外,在以下描述中使用的用于部件的后缀“模块”和“部件”仅考虑为了便于编写说明书而给出或混合,并且没有彼此区分开的含义或作用。

[0038] 根据本申请的一个实施例,可以提供一种生物传感器,所述生物传感器包括:反应部件,所述反应部件包括磁性纳米粒子复合物、第一电极和第二电极;以及样品导入部件,所述样品导入部件形成通道使得可以将样品从所述生物传感器的外部导入所述反应部件中;其中所述磁性纳米粒子复合物包括用于捕获第一目标物质的第一捕获物质、磁性纳米粒子和反应物质,所述反应物质执行氧化反应和还原反应中的至少一者,其中所述磁性纳米粒子复合物在所述反应部件中具有磁性,并且具有可以根据所述反应部件的条件而变化而改变迁移率的属性,其中用于捕获第二目标物质的第二捕获物质固定到所述第一电极,其中所述第二电极是与所述第一电极不同的电极,其特征在于,所述第一目标物质和所述第二目标物质中的至少一者包括在所述样品中。

[0039] 可以提供一种生物传感器,其中将磁性纳米粒子改性以使反应器暴露于所述磁性纳米粒子的外部,其特征在于,所述反应物质固定到所述反应器。

[0040] 可以提供一种生物传感器,其中所述生物传感器的特征在于,所述反应器是胺,并且所述反应物质是金。

[0041] 可以提供一种生物传感器,其中所述生物传感器的特征在于,所述第一捕获物质固定到所述反应物质,所述反应物质固定到所述反应器。

[0042] 可以提供一种生物传感器,其中所述生物传感器的特征在于,在所述第一电极的至少一部分中设置有阻断物质,所述阻断物质防止所述第二目标物质吸附。

[0043] 可以提供一种生物传感器,其中所述生物传感器的特征在于,所述阻断物质是牛血清白蛋白(BSA)。

[0044] 可以提供一种生物传感器,其中所述第一捕获物质包括抗原、抗体、改性抗体、抗

体类似物、适体、核酸、脂质和病毒蛋白抗原中的至少一者,并且其中所述第二捕获物质包括抗原、抗体、改性抗体、抗体类似物、适体、核酸、脂质和病毒蛋白抗原中的至少一者。

[0045] 可以提供一种生物传感器,其中所述第一目标物质是与所述样品中所包括的所述第二目标物质相同的物质,并且其中所述第一捕获物质是与所述第二捕获物质相同的物质。

[0046] 可以提供一种生物传感器,其中所述第一目标物质是固定在所述第一电极上的第二目标物质,其中所述第二目标物质是与所述第一捕获物质相同的物质,并且所述生物传感器的特征在于,所述第一捕获物质包括在所述样品中。

[0047] 可以提供一种生物传感器,其中所述第一目标物质是固定在所述第一电极上的第二目标物质,其中所述第二目标物质是与所述第一捕获物质相同的物质,并且所述生物传感器的特征在于,所述第二捕获物质包括在所述样品中。

[0048] 可以提供一种生物传感器,当在所述反应部件中形成磁场时,其中所述磁性纳米粒子复合物的移动方向改变。

[0049] 可以提供一种生物传感器,当施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压改变时,其中所述磁性纳米粒子复合物的移动方向改变。

[0050] 可以提供一种生物传感器,其中所述生物传感器进一步包括第三电极,所述第三电极具有不同于所述第一电极和所述第二电极的线圈形状,并且当施加到所述第三电极的电流改变时,其中所述磁性纳米粒子复合物的移动方向改变。

[0051] 可以提供一种生物传感器,其中所述生物传感器,电连接到所述第一电极的第四电极的至少一部分和电连接到所述第二电极的第五电极的至少一部分暴露于所述生物传感器的外部。

[0052] 可以提供一种生物传感器,其中所述第一电极和所述第四电极由一个电极组成,并且其中所述第二电极和所述第五电极由一个电极组成。

[0053] 可以提供一种生物传感器,其中第四电极的至少一部分和第五电极的至少一部分电连接到能够测量电流的装置。

[0054] 可以提供一种生物传感器,其中施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压由所述装置控制,其中根据通过施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的电流,所述生物传感器能够检测所述样品中是否包括所述第二目标物质。

[0055] 根据本申请的一个实施例,可以提供一种检测装置,所述检测装置包括:电极部件,所述电极部件能够连接到生物传感器,其中所述生物传感器包括:磁性纳米粒子复合物,所述磁性纳米粒子复合物包括用于捕获第一目标物质的第一捕获物质、磁性纳米粒子和反应物质,所述反应物质执行氧化反应和还原反应中的至少一者;第一电极,用于捕获第二目标物质的所述第二目标物质固定到所述第一电极;以及第二电极,所述第二电极与所述第一电极不同,并且其中所述第一目标物质和所述第二目标物质中的至少一者包括在样品中;以及控制单元,所述控制单元进行控制以提供电压,其包括升高施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的第一步骤和降低施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的第二步骤,以便通过检测根据所述施加的电压的变化引起的电流来检测所述第二目标物质是否被捕获在导入所述生物传感器的所述样品中,并且在提供包括所述第一步骤和所述第二步骤的电压之前提供电压,所述电压施加高于所述第一步骤中的最低电压和所

述第二步骤中的最低电压中的最小电压的电压预定时间或更长时间,以便稳定所述电流的曲线。

[0056] 可以提供一种检测装置,其中所述第一捕获物质包括抗原、抗体、改性抗体、抗体类似物、适体、核酸、脂质和病毒蛋白抗原中的至少一者,并且其中所述第二捕获物质包括抗原、抗体、改性抗体、抗体类似物、适体、核酸、脂质和病毒蛋白抗原中的至少一者。

[0057] 可以提供一种检测装置,其中所述第一捕获物质是与所述第二捕获物质相同的物质,其中所述第一目标物质是与所述第二目标物质相同的物质,并且其中所述第一目标物质包括在所述样品中。

[0058] 可以提供一种检测装置,其中所述控制单元进行控制以在所述第一步骤中提供所述电压,所述第一电极与所述第二电极之间的电压从至少0V升高到至少1V,并且进行控制以在所述第二步骤中提供所述电压,所述第一电极与所述第二电极之间的电压从至少1V降低到至少0V。

[0059] 可以提供一种检测装置,其中所述控制单元进行控制以在所述第一电极与所述第二电极之间提供由至少1V的电压施加的电压至少2秒,以便稳定所述电流的所述曲线。

[0060] 可以提供一种检测装置,其中为了稳定所述电流的所述曲线,所述控制单元在进行控制以在所述第一电极与所述第二电极之间提供由至少1V的所述电压施加的所述电压至少2秒之后,进行控制以提供所述电压,所述第一电极与所述第二电极之间的电压从至少1V或更高降低到至少0V或更低。

[0061] 可以提供一种检测装置,其中为了稳定所述电流的所述曲线,所述控制单元在进行控制以提供所述电压,所述第一电极与所述第二电极之间的电压从至少1V或更高降低到至少0V或更低之后,进行控制以提供所述电压,所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少0V或更低升高到至少1V或更高。

[0062] 可以提供一种检测装置,其中为了稳定所述电流的所述曲线,所述控制单元在进行控制以在所述第一电极与所述第二电极之间提供由至少1V的所述电压施加的所述电压至少2秒之后,进行控制以提供所述电压,所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少0V或更低升高到至少1V或更高。

[0063] 根据本申请的一个实施例,可以提供一种用于电连接到生物传感器的检测装置的检测方法,所述生物传感器包括:磁性纳米粒子复合物,所述磁性纳米粒子复合物包括用于捕获第一目标物质的第一捕获物质、磁性纳米粒子和反应物质,所述反应物质执行氧化反应和还原反应中的至少一者;第一电极,用于捕获第二目标物质的所述第二目标物质固定到所述第一电极;以及第二电极,所述第二电极与所述第一电极不同,其中所述第一目标物质和所述第二目标物质中的至少一者包括在样品中,所述检测方法包括:提供循环电压,其包括升高施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的第一步骤和降低施加在所述第一电极与所述第二电极之间的电压的第二步骤,以便通过检测根据所述施加的电压变化的电流来检测导入所述生物传感器的所述样品中的所述第二目标物质是否被捕获;在提供所述电压的步骤之前,使用于施加高于所述第一步骤的最小电压和所述第二步骤的最小电压中的至少一者的电压的信号稳定预定周期或更长时间以稳定所述电流的所述曲线;以及检测根据所述第一步骤的所述电流和根据所述第二步骤的所述电流。

[0064] 可以提供一种检测方法,其中所述第一捕获物质包括抗原、抗体、改性抗体、抗体

类似物、适体、核酸、脂质和病毒蛋白抗原中的至少一者,并且其中所述第二捕获物质包括抗原、抗体、改性抗体、抗体类似物、适体、核酸、脂质和病毒蛋白抗原中的至少一者。

[0065] 可以提供一种检测方法,其中所述第一捕获物质是与所述第二捕获物质相同的物质,其中所述第一目标物质是与所述第二目标物质相同的物质,所述检测方法的特征在于,所述第一目标物质包括在所述样品中。

[0066] 可以提供一种检测方法,其中所述第一步骤是将所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少0V升高到至少1V的步骤,并且其中所述第二步骤是将所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少1V降低到至少0V的步骤。

[0067] 可以提供一种检测方法,其中使用于施加高于所述第一步骤的所述最小电压和所述第二步骤的所述最小电压中的至少一者的所述电压的所述信号稳定所述预定周期或更长时间的所述步骤进一步包括:提供所述电压,使得在所述第一电极与所述第二电极之间施加至少1V的所述电压至少2秒。

[0068] 可以提供一种检测方法,其中稳定所述信号的所述步骤进一步包括:在提供所述电压使得在所述第一电极与所述第二电极之间施加至少1V的所述电压至少2秒钟之后,提供所述电压使得所述第一电极与所述第二电极之间的所述电压从至少1V或更高降低到0V或更低。

[0069] 可以提供一种检测方法,其中稳定所述信号的所述步骤进一步包括:在提供所述电压使得所述第一电极与所述第二电极之间的电压从至少1V或更高降低到至少0V或更低之后,提供所述电压使得所述第一电极与第二电极之间的电压从至少0V或更低升高到至少1V或更高。

[0070] 可以提供一种检测方法,其中稳定所述信号的所述步骤进一步包括:在提供所述电压使得在所述第一电极与所述第二电极之间施加至少1V的所述电压至少2秒钟之后,提供所述电压使得所述第一电极与第二电极之间的电压从至少0V或更低升高到至少1V或更高。

[0071] <检测系统1>

[0072] 在下文中,将描述能够检测样品中是否存在目标物质的检测系统1。

[0073] 例如,将公开检测系统1,所述检测系统能够检测诸如血液、尿液、脱氧核糖核酸(DNA)样品等中是否存在目标疾病(即,待确认的疾病)。这些样品可以基于是否存在特定抗原、抗体、DNA和/或核糖核酸(RNA)(即,是否存在目标物质)从人体提取。

[0074] 图1是用于描述根据本申请的一个实施例的检测系统1的图。

[0075] 根据本申请的一个实施例,检测系统1可以包括生物传感器1000和检测装置2000。

[0076] 生物传感器1000可以包括生物受体,所述生物受体能够与样品中所包含的目标物质诱发特异性反应。生物传感器1000可以是被制造为单独地或通过检测装置2000检测样品中是否存在目标物质的装置,所述装置涉及将上述特异性反应转换成电信号或光信号。

[0077] 例如,生物传感器1000可以是基于微流体动力学的生物传感器1000,其被设计为允许样品由于流体的表面张力的影响而在微流体通道中移动。在这种情况下,生物传感器1000可以由具有刚性的材料制成。例如,生物传感器1000可以包括塑料和/或玻璃。

[0078] 下面将更详细地描述根据本申请的一个实施例的生物传感器1000。

[0079] 检测装置2000可以是用于进行以下操作的装置:检测从根据生物传感器1000中的

反应的结果得出的电信号、光信号、磁信号和/或热信号的变化;以及确定样品中是否存在目标物质。

[0080] 例如,检测装置2000可以包括将生物传感器1000输入到其中的输入端口,并且基于生物传感器1000的电变化来确定导入生物传感器1000中的样品中是否存在目标物质。

[0081] 检测装置2000可以是被制造为根据生物传感器1000来检测结果值的单个装置,或者可以是具有被修改以根据生物传感器1000来检测结果值的其他功能的装置。例如,检测装置2000可以是用于生物传感器1000的检测装置2000、其中一个区域被修改以允许输入到生物传感器1000的移动电话装置,或者以与家用电器集成的形式实施的装置。

[0082] 另外,本申请不限于上述示例,并且易于从将在下文描述的根据本申请的一个实施例的检测装置2000的公开中得出的任何检测装置2000都可以对应于根据本申请的检测装置2000。

[0083] <生物传感器1000>

[0084] 1.生物传感器1000的配置

[0085] 图2是用于描述根据本申请的一个实施例的生物传感器1000的图。

[0086] 生物传感器1000可以包括样品导入部件1100、反应部件1200和/或接触部件1300。然而,不需要包括所有上述部件,并且每个部件都可以被省略或重复,并且生物传感器1000还可以通过除了上文公开的部件之外还包括其他部件的形式来制造。

[0087] 1.1样品导入部件1100

[0088] 样品导入部件1100可以是其中样品从生物传感器1000的外部导入内部的区域。换句话说,样品导入部件1100可以是形成通道的区域,所述通道允许将样品导入将在下面描述的反应部件1200中。

[0089] 样品可以是包括目标物质的物质。例如,样品可以是活体分泌的分泌物。样品可以是血液、血浆、血清、唾液、尿液等。作为另一个示例,样品可以是出于研究目的而获得的材料。样品可以是入射部位获得的DNA样品、RNA样品等,或者是从动物细胞或病毒中提取的DNA样品、RNA样品等。

[0090] 提供给样品导入部件1100的样品可以在生物传感器1000的内部移动。提供给样品导入部件1100的样品可以从样品导入部件1100移动到反应部件1200。

[0091] 样品可以沿着微通道移动。样品可以在薄膜上移动。除了以上描述之外,通过样品导入部件1100提供的样品可以根据通过生物传感器1000中利用的各种方式实施的移动方法来移动。

[0092] 1.2反应部件1200

[0093] 反应部件1200可以是其中进行特异性反应的区域。反应部件1200可以是其中在目标物质与用于捕获生物传感器1000中的目标物质的捕获物质之间执行特异性反应的区域。

[0094] 目标物质可以是样品中所包括的待检测材料。例如,目标物质可以是抗原。换句话说,目标物质可以是与在患有疾病的患者的血液等中检测到的疾病有关的抗原。作为另一个示例,目标物质可以是DNA。换句话说,目标物质可以是在患有疾病的患者的血液等中检测到的病毒的DNA。

[0095] 捕获物质可以是与目标物质特异性结合的物质。例如,捕获物质可以是抗体。捕获物质可以是基于抗原-抗体反应与抗原特异性结合的抗体。作为另一个示例,捕获物质可以

是DNA。捕获物质可以是基于特异序列的互补性与DNA特异性结合的DNA。

[0096] 图3是用于描述根据本申请的一个实施例的反应部件1200的图。

[0097] 反应部件1200可以包括磁性纳米粒子复合物1210、第一电极1220和/或第二电极1230。然而,不需要包括所有上述部件,并且每个部件都可以被省略或重复,并且生物传感器1000还可以被制造成除了上文公开的部件之外还包括其他部件的形式的反应部件1200。

[0098] 第一电极1220可以设置在第二电极1230的上游。在此,术语“上游”可以表示基于从通过样品导入部件1100导入的位置到反应部件1200的移动方向将样品设置在上游。在这种情况下,第一电极1220可以比第二电极1230更靠近样品导入部件1100。

[0099] 替代地,第一电极1220可以设置在第二电极1230的下游。在此,术语“下游”可以表示基于从通过样品导入部件1100导入的位置到反应部件1200的移动方向将样品设置在下游。在这种情况下,第二电极1230可以比第一电极1220更靠近样品导入部件1100。

[0100] 替代地,第一电极1220和第二电极1230可以被设置为面向彼此。第一电极1220和第二电极1230可以与样品导入部件1100具有相同的距离。

[0101] 磁性纳米粒子复合物1210可以设置在第一电极1220的上游。磁性纳米粒子复合物1210可以设置在第二电极1230的上游。磁性纳米粒子复合物1210可以设置在第一电极1220和第二电极1230的上游。

[0102] 在下文中,将更详细地描述每个部件。

[0103] 1.2.1磁性纳米粒子复合物1210

[0104] 1.2.1.1含义

[0105] 图4是用于描述根据本申请的一个实施例的磁性纳米粒子复合物1210的图。

[0106] 磁性纳米粒子复合物1210可以包括磁性纳米粒子1211、反应物质1212和/或第一捕获物质1213。然而,不需要包括所有上述部件,并且每个部件都可以被省略或重复,并且磁性纳米粒子复合物1210还可以通过除了上文公开的部件之外还包括其他部件的形式来提供。

[0107] 磁性纳米粒子1211是磁性粒子。磁性纳米粒子1211的类型可以包括氧化铁(Fe_2O_3 或 Fe_3O_4)、铁氧体(具有其中一种Fe从 Fe_3O_4 变为另一种磁性相关原子的形式,例如 CoFe_2O_4 或 MnFe_2O_4)和/或合金(具有用于解决由于磁性原子引起的氧化问题并提高电导率和稳定性的贵金属的合金,例如, FePt 、 CoPt 等)。例如,磁性纳米粒子1211可以是大小在200nm至500nm的范围内并且具有铁磁属性的 Fe_2O_3 粒子。

[0108] 反应物质1212可以是用于执行氧化反应和还原反应中的至少一者的材料。反应物质1212是具有高热导率和电导率的材料,并且可以包括过渡金属、后过渡金属和/或准金属。例如,反应物质1212可以表示金(Au)粒子。替代地,反应物质1212可以表示银(Ag)粒子。

[0109] 反应物质1212可以固定到磁性纳米粒子1211。例如,反应物质1212可以通过与磁性纳米粒子1211的化学键合力而固定到磁性纳米粒子1211。替代地,反应物质1212可以通过结合暴露于磁性纳米粒子1211的外部的胺基而固定到磁性纳米粒子1211。

[0110] 第一捕获物质1213可以是与第一目标物质特异性结合的材料。例如,第一目标物质可以是目标物质(即,样品中包括的待检测材料)。在这种情况下,第一捕获物质1213可以是与目标物质特异性结合的材料。替代地,第一目标物质可以是与目标物质特异性结合的材料。在这种情况下,第一捕获物质1213可以特异性地结合到材料,该材料与目标物质竞争

地结合。

[0111] 第一捕获物质1213可以包括抗原、抗体、改性抗体、抗体类似物、适体、核酸(例如, DNA、RNA)、脂质和病毒蛋白抗原中的至少一者。

[0112] 对于更具体示例,当第一目标物质是“抗原”时,第一捕获物质1213可以是抗体。替代地,当第一目标物质是“DNA”时,第一捕获物质1213可以是单链DNA,其包括与DNA的单链(即,目标物质)互补结合的序列。

[0113] 第一捕获物质1213可以固定到反应物质1212。在将反应物质1212固定到磁性纳米粒子1211之后,第一捕获物质1213可以与反应物质1212结合以固定到磁性纳米粒子1211。

[0114] 因此,磁性纳米粒子复合物1210包括反应物质1212。当将磁性纳米粒子复合物1210固定在第一电极1220上与第二捕获物质1222相邻的区域中时(所述区域将在下面进行描述),磁性纳米粒子复合物1210涉及改变生物传感器1000中的检测信号,使得使用生物传感器1000检测是否存在目标物质是可能的。磁性纳米粒子复合物1210的第一捕获物质1213通过与反应物质1212键合而固定并暴露于反应物质1212的外部,使得因为反应物质1212包括在磁性纳米粒子复合物1210中,所以可以防止目标物质与第一捕获物质1213之间的反应性降解。根据磁性纳米粒子1211的胺基的暴露程度来控制反应物质1212的键合度,使得可以实施最佳磁性纳米粒子复合物1210,其中磁性纳米粒子复合物1210的磁属性可能不会消失。

[0115] 在下文中,将详细描述根据本申请的一个实施例的合成磁性纳米粒子复合物1210的方法。

[0116] 1.2.1.2. 合成方法

[0117] 在下文中,将描述使用Au作为反应物质1212并使用前列腺特异性抗原(PSA)检测抗体作为第一捕获物质1213来合成磁性纳米粒子复合物1210的方法。然而,Au仅是反应物质1212的示例,并且抗PSA检测抗体仅是第一捕获物质1213的示例。显然,反应物质1212可以易于被本领域技术人员替换为另一种反应物质1212(例如,Ag),并且第一捕获物质1213可以被本领域技术人员替换为另一种第一捕获物质1213(例如,针对另一种疾病的抗原、抗体、DNA等)。

[0118] 为了合成根据本申请的一个实施例的磁性纳米粒子复合物1210,对每1ml含有直径为500nm并且被改性成胺基的1mg磁性纳米粒子1211的50ml溶液进行超声处理一小时,然后添加每1ml含有6mg的HAuCl₄·3H₂O的溶液1ml,同时在冰上将经超声处理的溶液连续搅拌一小时。

[0119] 此后,将0.2ml的0.2M硼氢化钠作为还原剂缓慢添加到添加有HAuCl₄·3H₂O的溶液中并搅拌三小时。然后,将与Au固定的所形成的磁性纳米粒子1211用去离子水(即,纯净水)洗涤两次,然后在4°C的温度下存储直到进一步使用。

[0120] 将通过上述过程形成并且与Au固定的磁性纳米粒子1211用磷酸盐缓冲盐水(PBS)溶液洗涤两次。在洗涤之后,废弃PBS溶液,并且将溶解在二甲基亚砜(DMSO)中的10mM二硫化二苯并噻唑(琥珀酰亚胺丙酸酯)(DSP)添加到与Au固定的磁性纳米粒子,并在室温下培养三十分钟。根据本申请的一个实施例,DSP可以用作Au与抗PSA检测抗体(即,第一捕获物质1213的一个实例)之间的连接子,其稍后将被添加。

[0121] 此后,用PBS溶液洗涤在培养的溶液中与Au固定的磁性纳米粒子1211,以除去培养

的溶液中的未结合DSP。然后,将抗PSA检测抗体添加到与Au固定的磁性纳米粒子1211,并在室温下培养一小时,然后在4℃温度下培养十六小时。

[0122] 将与Au固定的磁性纳米粒子1211(抗PSA抗体通过上述过程固定到磁性纳米粒子)(即,磁性纳米粒子复合物1210)用PBS溶液洗涤两次,并在4℃的温度下存储直到进一步使用。

[0123] 可以通过以上过程合成根据本申请的一个实施例的磁性纳米粒子复合物1210。磁性纳米粒子复合物1210设置在生物传感器1000中可以与样品中所包括的目标物质进行反应。

[0124] 下文将描述磁性纳米粒子复合物1210的详细操作。

[0125] 1.2.2第一电极1220

[0126] 1.2.2.1含义

[0127] 图5是用于描述根据本申请的一个实施例的第一电极1220的图。

[0128] 第一电极1220是发射或接收电子的导电介质,并且可以包括在相关技术中用作电极的材料中的至少一种材料,诸如碳、铝、铂、Au和/或Ag。

[0129] 根据本申请的一个实施例,可以在第一电极1220上设置阻断物质1221和第二捕获物质1222。替代地,生物传感器1000也可以通过以下形式制造:阻断物质1221未固定在第一电极1220上,第二捕获物质1222未设置在其上,或者另一种材料进一步形成在其上。

[0130] 阻断物质1221可以是防止样品中所包括的目标物质粘附到第一电极1220中的材料。阻断物质1221可以是防止样品中所包括的目标物质固定到第一电极1220中的材料。阻断物质1221可以是防止样品中所包括的目标物质以外的其他物质(即,非目标物质)粘附到第一电极1220中的材料。换句话说,阻断物质1221可以是防止非目标物质固定到第一电极1220的材料。例如,阻断物质1221可以是蛋白质(诸如牛血清白蛋白(BSA))、糖(诸如蔗糖)或去污剂(诸如Tween-20或Triton X-100)。

[0131] 阻断物质1221可以设置在第一电极1220上。阻断物质1221可以设置在第一电极1220的区域的至少一部分中。阻断物质1221可以固定在第一电极1220的区域的至少一部分中。

[0132] 在包括磁性纳米粒子复合物1210的生物传感器1000中,以将阻断物质1221设置在第一电极1220上的形式制造生物传感器1000可能是必不可少的。关于这一点,下面将根据实验对其连同结果图形一起进行详细描述。

[0133] 第二捕获物质1222可以是与第二目标物质特异性结合的材料。例如,第二目标物质可以是目标物质(即,样品中包括的待检测材料)。在这种情况下,第二捕获物质1222可以是与目标物质特异性键合的材料。

[0134] 第二捕获物质1222可以包括抗原、抗体、改性抗体、抗体类似物、适体、核酸(例如,DNA、RNA)、脂质和病毒蛋白抗原中的至少一者。

[0135] 对于更具体示例,当第二目标物质是“抗原”时,第二捕获物质1222可以是抗体。替代地,当第二目标物质是“DNA”时,第二捕获物质1222可以是单链DNA,其包括与DNA的单链(即,目标物质)互补结合的序列。

[0136] 第二捕获物质1222可以是与第一捕获物质1213相同的材料。换句话说,当第二捕获物质1222是抗PSA抗体时,第一捕获物质1213可以是相同的抗PSA抗体。

[0137] 替代地,第二捕获物质1222可以是与第一捕获物质1213不同的材料。换句话说,当

第二捕获物质1222是抗PSA抗体时,第一捕获物质1213可以与PSA进行反应,但是可以是与和与第二捕获物质1222结合的抗原决定基不同的抗原决定基特异性结合的抗体。

[0138] 第二捕获物质1222可以固定在第一电极1220上。因此,在将第二捕获物质1222固定在第一电极1220上之后,将阻断物质1221固定在其上,使得第二捕获物质1222不会降低对生物传感器1000中的阻断物质1221的检测信号的提高。

[0139] 在下文中,将详细描述根据本申请的一个实施例的制造与阻断物质1221和第二捕获物质1222固定的第一电极1220的方法。

[0140] 1.2.1.2制造与阻断物质1221和第二捕获物质1222固定的第一电极1220的方法

[0141] 在下文中,将描述制造与阻断物质1221和第二捕获物质1222固定的第一电极1220的方法,其中BSA用作阻断物质1221,并且抗PSA检测抗体用作第二捕获物质1222。

[0142] 然而,BSA仅是阻断物质1221的示例,并且抗PSA检测抗体仅是第二捕获物质1222的示例。显然,阻断物质1221可以易于被本领域技术人员替换为另一种阻断物质1221,并且第二捕获物质1222可以被本领域技术人员替换为另一种第二捕获物质1222(例如,针对另一种疾病的抗原、抗体、DNA等)。

[0143] 为了根据本申请的一个实施例的制造与阻断物质1221和第二捕获物质1222固定的第一电极1220,可以通过碳二亚胺交联将抗PSA抗体固定到丝网印刷碳电极(SPCE)。

[0144] 在一种方法中,将碳电极的表面在室温下用六亚甲基二胺(HMD)处理过夜,以导入胺官能团。将碳电极用去离子水(即,纯净水)洗涤,然后置于混合溶液中。在该混合溶液中,0.4M(1-乙基-3-(3-二甲基氨基丙基)碳二亚胺盐酸盐)(EDC)、0.1M磺基-(N-羧基磺基琥珀酰亚胺)(NHS)和0.1mg/ml抗PSA抗体与MES缓冲液(pH 4.7)混合,并在室温下在受控湿度室内培养两小时。

[0145] 为了处理通过上述过程在与第二捕获物质1222(例如,抗PSA抗体)固定的电极上产生的BSA(其是阻断物质1221的示例),将进行上述过程的电极用1%的BSA溶液处理并缓慢搅拌它,然后用PBA溶液洗涤电极。

[0146] 随后,将与阻断物质1221(例如,BSA)和第二捕获物质1222(例如,抗PSA抗体)固定的洗涤后的电极用N₂气体吹干,然后在4°C的温度下存储直到进一步使用。

[0147] 通过上述过程,可以制造根据本发明的一个实施例的与阻断物质1221和第二捕获物质1222固定的第一电极1220。第一电极1220可以设置在生物传感器1000中可以与样品中所包括的目标物质进行反应。

[0148] 根据本申请的一个实施例的与阻断物质1221和第二捕获物质1222固定的第一电极1220可以用作生物传感器1000中的工作电极。通过在生物传感器1000的操作中描述的详细实施例,将容易理解第一电极1220的详细功能。

[0149] 1.2.3第二电极1230

[0150] 第二电极1230是发射或接收电子的导电介质,并且可以包括在相关技术中用作电极的材料中的至少一种材料,诸如碳、铝、铂、Au和/或Ag。

[0151] 第二电极1230可以与第一电极1220分离设置。第二电极1230可以与第一电极1220在物理上分离。第二电极1230可以是与第一电极1220不同的电极。

[0152] 在此,第二电极1230与第一电极1220不同可以包括其中构成第一电极1220和第二电极1230的材料成分彼此不同的情况以及其中即使构成第一电极1220和第二电极1230的

材料成分彼此相同但仍存在其中第一电极1220和第二电极1230在物理上分离并分开的两个电极的情况。

[0153] 根据本申请的一个实施例的第二电极1230可以用作生物传感器1000中的参考电极。通过在生物传感器1000的操作中描述的详细实施例,将容易理解第二电极1230的详细功能。

[0154] 1.3接触部件1300

[0155] 接触部件1300可以由具有导电性的材料制成。例如,接触部件1300是发射或接收电子的导电介质,并且可以包括在相关技术中用作电极的材料中的至少一种材料,诸如碳、铝、铂、Au和/或Ag。

[0156] 接触部件1300可以包括电连接到第一电极1220的第一端子和电连接到第二电极1230的第二端子。当接触部件1300由电极材料制成时,接触部件1300可以包括电连接到第一电极的第四电极和电连接到第二电极1230的第五电极。

[0157] 接触部件1300的至少一部分可以暴露于生物传感器1000的外部。例如,当接触部件1300包括电连接到第一电极1220的第一端子和电连接到第二电极1230的第二端子时,第一端子的至少一部分和第二端子的至少一部分可以暴露于生物传感器1000的外部。作为另一个示例,当接触部件1300由电极材料制成时,电连接到第一电极1220的第四电极的至少一部分和电连接到第二电极1230的第五电极的至少一部分可以暴露于生物传感器1000的外部。

[0158] 根据本申请的一个实施例,接触部件1300可以通过其中第一电极1220和第四电极形成为单个电极并且第二电极1230和第五电极形成为单个电极的形式来实施。在此,第一电极1220和第四电极形成为单个电极可以表示这样一种形式,其中单个电极的一侧连接到反应部件1200并固定到第二捕获物质1222,而单个电极的另一侧暴露于生物传感器1000的外部。在此,第二电极1230和第五电极形成为单个电极可以表示这样一种形式,其中单个电极的一侧连接到反应部件1200,而单个电极的另一侧暴露于生物传感器1000的外部。

[0159] 接触部件1300可以具有执行与检测装置2000的电连接的功能,所述功能将在下面进行描述。接触部件1300的暴露于生物传感器1000的外部的区域可以具有执行与检测装置2000的电连接的功能。

[0160] 接触部件1300与检测装置2000之间的电连接可以通过物理连接来实施。接触部件1300可以通过插入检测装置2000中的形式来实施与检测装置2000的电连接。

[0161] 根据本申请的一个实施例的接触部件1300电连接到检测装置2000,使得可以通过检测装置2000的控制器2400来控制施加在第一电极1220与第二电极1230之间的电压。根据本申请的一个实施例的接触部件1300电连接到检测装置2000,以允许检测装置2000检测关于生物传感器1000中的第一电极1220和第二电极1230的电压和/或电流的信息。

[0162] 通过在生物传感器1000的操作中描述的详细实施例,将容易理解根据本申请的一个实施例的接触部件1300的详细功能。

[0163] 2.生物传感器1000的操作

[0164] 生物传感器1000的常规使用的目标检测方式可以大致分类为夹心方式和竞争方式。

[0165] 因此,在包括磁性纳米粒子复合物1210的生物传感器1000中,将描述使用夹心方

式检测样品中的目标物质的操作,并且将仅详细地描述配置和操作,其应当在使用竞争方式检测样品中的目标物质的操作中发生改变。

[0166] 2.1生物传感器1000的一般操作

[0167] 图6是用于描述根据本申请的一个实施例的生物传感器1000的一般操作的图。

[0168] 可以将样品提供给生物传感器1000的样品导入部件1100。目标物质可以包括在样品中。目标物质和非目标物质可以包括在样品中。在此,非目标物质可以表示存在于样品中但没有与第一捕获物质1213和第二捕获物质1222特异性结合的材料。

[0169] 当将样品提供给生物传感器1000的样品导入部件1100时,样品可以沿着生物传感器1000中的通道移动。例如,在生物传感器1000中形成微通道(或微流体通道),并且提供给样品导入部件1100的样品可以由于毛细管力的作用而移动。

[0170] 样品可以穿过样品导入部件1100以移动到反应部件1200。磁性纳米粒子复合物1210可以存在于反应部件1200中。如上所述,磁性纳米粒子复合物1210可以包括磁性纳米粒子1211、反应物质1212和第一捕获物质1213。第一捕获物质1213可以是能够与目标物质(即,第一目标物质)特异性结合的抗体。在这种情况下,抗体可以包括所有片段类型抗体,诸如包括CDR区的抗原结合片段(Fab)、可结晶片段(Fc)等和/或完整抗体,诸如免疫球蛋白G(IgG)等。

[0171] 从样品导入部件1100移动的样品中所包括的目标物质可以与磁性纳米粒子复合物1210特异性结合。目标物质可以与磁性纳米粒子复合物1210的第一捕获物质1213结合。磁性纳米粒子复合物1210和目标物质可以根据抗原-抗体反应进行结合。抗原-抗体反应可以在生物传感器1000的反应部件1200中执行。

[0172] 与第二捕获物质1222固定的第一电极1220以及第二电极1230可以固定到反应部件1200。与目标物质结合的磁性纳米粒子复合物1210可以被固定在第一电极1220上的第二捕获物质1222捕获。换句话说,固定在第一电极1220上的第二捕获物质1222可以与和磁性纳米粒子复合物1210结合的目标物质(即,第二目标物质)结合,所述结合在第二捕获物质与目标物质之间,因此磁性纳米粒子复合物1210可以被第二捕获物质1222捕获。

[0173] 当第一捕获物质1213和第二捕获物质1222是抗体时,固定在第一电极1220上的抗体1222可以与样品中的抗原(即,目标物质)进行反应。与固定在第一电极1220上的抗体1222结合的抗原可以与磁性纳米粒子复合物1210结合。替代地,抗原与和第一电极1220固定的抗体1222结合,在与抗体1222结合后,可以与磁性纳米粒子复合物1210的抗体1212结合。在这种情况下,第一目标物质和第二目标物质可以是相同的材料。

[0174] 在将样品提供给样品导入部件1100之后经过一定时间段时,被第一电极1220的第二捕获物质1222捕获的磁性纳米粒子复合物1210和目标物质以外的样品可以基于反应部件1200而向下游移动。未被第一电极1220捕获的目标物质、非目标物质和磁性纳米粒子复合物1210可以移动到样品处理单元(未示出)。可以在样品处理单元中收集未被第一电极1220捕获的多个样品。

[0175] 当磁性纳米粒子复合物1210被固定在第一电极1220上的第二捕获物质1222捕获时,根据施加到第一电极1220和第二电极1230的电压的电流值(即,根据施加的电压输出的电流值)可能会改变。电流值根据施加到第一电极1220和第二电极1230的电压而改变可能是由于第一电极1220或第二电极1230上的材料的特性根据固定到磁性纳米粒子复合物

1210的反应物质1212的氧化/还原发生变化而引起的。

[0176] 根据本申请的一个实施例,可以将使用磁性纳米粒子复合物1210的生物传感器1000提供作为处于竞争方式的诊断试剂盒。

[0177] 磁性纳米粒子复合物1210的第一捕获物质1213可以是抗原。当第一捕获物质1213是抗原时,第一捕获物质1213可以与样品中的抗原(即,目标物质)竞争地与第一电极1220上的第二捕获物质1222结合。在这种情况下,被第一捕获物质1213捕获的第一目标物质可以是第二捕获物质1222。

[0178] 样品中的抗原(即,目标物质)也可以与第一电极1220上的第二捕获物质1222结合。在这种情况下,第二捕获物质1222的第二目标物质可以是第一捕获物质1213和样品中的抗原。

[0179] 因此,第一捕获物质1213和样品中的抗原与第二捕获物质1222竞争性结合,使得随着样品中抗原量的增加,被第一电极1220上的第二捕获物质1222捕获的第一捕获物质1213的量可以减少。

[0180] 当磁性纳米粒子复合物1210被固定在第一电极1220上的第二捕获物质1222捕获时,被固定在第一电极1220上的第二捕获物质1222捕获的目标物质(即,抗原)的量可能减少。因此,与其中样品中不包括目标物质的情况相比,当样品中包括多个目标物质时,根据施加到第一电极1220和第二电极1230的电压的电流值可能被检测为很小。与处于夹心方式的生物传感器1000不同,当测量的检测值较小时,可以确认样品中的目标物质的量较大。

[0181] 根据本申请的另一个实施例,磁性纳米粒子复合物1210的第一捕获物质1213可以是抗体。当第一捕获物质1213是抗体时,第一捕获物质1213可以与样品中的抗原(即,目标物质)结合。替代地,第一捕获物质1213可以与第一电极1220上的第二捕获物质1222结合。在这种情况下,第二捕获物质1222可以是抗原。第二捕获物质1222的第二目标物质可以是抗体。换句话说,第二捕获物质1222的第二目标物质可以是第一捕获物质1213。

[0182] 样品中的抗原(即,目标物质)和固定到电极的第二捕获物质1222可竞争第一捕获物质1213。

[0183] 因此,随着样品中的抗原的增加,与第二捕获物质1222结合的第一捕获物质1213的量可能减少。随着样品中的抗原的减少,与第二捕获物质1222结合的第一捕获物质1213可能增加。

[0184] 因此,与其中样品中不包括目标物质的情况相比,当样品中包括多个目标物质时,根据施加到第一电极1220和第二电极1230的电压的电流值可能被检测为较小值。当测量的检测值较小时,可以确认样品中的目标物质的量较大。

[0185] 2.2根据第一实施例的生物传感器1000的操作

[0186] 根据本申请的一个实施例,可以在生物传感器1000的反应部件1200中设置具有磁属性的磁性纳米粒子复合物1210。因此,可以改变反应部件1200的状态条件以控制磁性纳米粒子复合物1210的迁移率。

[0187] 根据本申请的一个实施例,通过控制磁性纳米粒子复合物1210的迁移率的过程,可以洗涤未与第一电极1220上的第二捕获物质1222结合的其他材料(即,未被第二捕获物质1222捕获的其他材料)。

[0188] 在此,其他材料可以包括未被第一电极1220捕获的目标物质、非目标物质和磁性

纳米粒子复合物1210。

[0189] 由于未被第一电极1220等捕获的磁性纳米粒子复合物1210被设置在与第一电极1220相邻的区域中,因此为了解决即使样品中不包括目标物质但仍检测到负信号因此诊断为假阳性的问题,通过改变反应部件1200的状态条件来洗涤其他材料,使得存在得到生物传感器1000的准确性和灵敏度的提高和背景减少的优点。

[0190] 改变反应部件1200的状态条件的方法可以包括:1)改变形成在反应部件1200中的磁场,2)改变形成在反应部件1200中的电场,以及3)改变形成在反应部件1200中的磁场和电场。

[0191] 例如,通过将磁体放置在与第一电极1220相邻的区域中,然后将磁体放置在与第一电极相对的区域中,可以改变形成在反应部件1200中的磁场。下面将参考图7描述与以上描述有关的生物传感器1000的详细操作。

[0192] 作为另一个示例,可以通过改变施加在第一电极1220与第二电极1230之间的电压的大小和频率来改变电场。作为又一示例,在包括具有与第一电极1220和第二电极1230不同的线圈类型的第三电极的生物传感器1000中,可以通过改变施加到第三电极的电流来改变形成在反应部件1200中的磁场和/或电场。

[0193] 图7是用于描述根据本申请的第一实施例的生物传感器1000的操作的图。

[0194] 根据本申请的一个实施例,可以在反应部件1200的第一电极1220的下端和上端设置用于形成磁场的机构,并且可以控制用于形成磁场的机构的接通/关断。

[0195] 磁场的形成还可以通过磁体与第一电极1220之间的间隙来控制。当磁体与第一电极1220之间的间隙小时,反应部件1200中的磁场变强。当磁体交替地位于第一电极1220上方或下方时,或者当交替地执行位于上方或下方的用于形成磁场的机构的接通/关断时,磁性纳米粒子复合物1210的移动根据次数或保留时间而发生改变。

[0196] 更具体地,由于使用根据本申请的一个实施例的磁性纳米粒子复合物1210进行实验,当磁性纳米粒子复合物1210位于反应部件1200中并且将磁体从反应部件1200反复地上下定位时,与其中将磁体从反应部件1200反复地上下定位一百次的情况相比,在其中将磁体从反应部件1200反复地上下定位两百次的情况中,信号略有降低,但显示出相对稳定的模式(即,误差线很小)。与其中将磁体从反应部件1200反复地上下定位一两百次的情况相比,在其中将磁体从反应部件1200反复地上下定位四百次的情况中,确认示出其中检测信号变大并且稳定并且检测信号的均匀性提高的模式。

[0197] 在下文中,为了便于描述,将基于以上实施例描述生物传感器1000的操作。然而,即使改变用于形成磁场的机构的布置位置,或者如上所述改变磁场和/或电场以改变反应部件1200的环境条件,生物传感器1000的操作也可能易于被本领域技术人员实施,因此本文将省略其详细描述。

[0198] 当将样品提供给生物传感器1000的样品导入部件1100时,样品可以沿着生物传感器1000中的通道移动。

[0199] 根据本申请的另一个实施例,尽管不是必需的,但是当将样品提供给生物传感器1000的样品导入部件1100时,为了允许发起对反应部件1200的环境条件控制,与第一电极1220和第二电极1230不同的附加电极可以设置在生物传感器1000的样品导入部件1100中。

[0200] 样品可以穿过样品导入部件1100以移动到反应部件1200。磁性纳米粒子复合物

1210可以存在于反应部件1200中。当关断位于反应部件1200的第一电极1220上方或下方的用于产生磁场的机构时,磁性纳米粒子复合物1210和样品可能从样品导入部件1100沿下游方向移动。

[0201] 目标物质可以与磁性纳米粒子复合物1210的第一捕获物质1213结合。磁性纳米粒子复合物1210和目标物质可以根据抗原-抗体反应进行结合。抗原-抗体反应可以在生物传感器1000的反应部件1200中执行。

[0202] 目标物质可以与第一电极1220的第二捕获物质1222结合。与第二捕获物质1222结合的目标物质结合的磁性纳米粒子复合物1210可以被第二捕获物质1222捕获,以涉及生物传感器1000的检测信号的变化。

[0203] 根据本申请的一个实施例,当关断位于反应部件1200的第一电极1220上方的用于产生磁场的机构和接通位于反应部件1200的第一电极1220下方的用于产生磁场的机构时,磁性纳米粒子复合物1210的移动可以被引导朝向反应部件1200的第一电极1220。通过以上过程,可以提高磁性纳米粒子复合物1210的目标物质与第一捕获物质1213之间的反应和/或第一电极1220的目标物质与第二捕获物质1222之间的反应。

[0204] 此后,当关断位于反应部件1200的第一电极1220下方的用于产生磁场的机构和接通位于反应部件1200的第一电极1220上方的用于产生磁场的机构时,磁性纳米粒子复合物1210的移动可以被引导朝向反应部件1200的第一电极1220的上侧。在此环境条件下,未被第一电极1220的第二捕获物质1222捕获的磁性纳米粒子复合物1210被引导朝向第一电极1220的上侧,使得可以洗涤未被与第一电极1220的第二捕获物质1222相邻的区域捕获的磁性纳米粒子复合物1210。换句话说,未被第一电极1220的第二捕获物质1222捕获的磁性纳米粒子复合物1210被引导朝向第一电极1220的上侧,使得可以除去未被与第一电极1220的第二捕获物质1222相邻的区域捕获的磁性纳米粒子复合物1210。

[0205] 根据本申请的另一个实施例,可以反复地执行其中关断位于反应部件1200的第一电极1220上方的用于产生磁场的机构和接通位于反应部件1200的第一电极1220下方的用于产生磁场的机构的第一环境条件和其中关断位于反应部件1200的第一电极1220下方的用于产生磁场的机构和关断位于反应部件1200的第一电极1220上方的用于产生磁场的机构的第二环境条件。

[0206] 换句话说,除了其中在反应部件1200中设定第一环境条件、然后在经过一定时间段后在反应部件1200中设定第二环境条件的实施例以外,还可以控制所述机构使得在反应部件1200中设定了第一环境条件之后设定第二环境条件,然后依次重复地设定第一环境条件和第二环境条件。

[0207] 通过此过程,可以更积极地执行样品中所包括的目标物质与磁性纳米粒子复合物1210的特异性结合。换句话说,通过此过程,样品中所包括的目标物质与磁性纳米粒子复合物1210的特异性结合的量可以增加。因此,可以提高生物传感器1000的灵敏度。

[0208] 当关断位于反应部件1200的第一电极1220上方的用于产生磁场的机构和关断位于反应部件1200的第一电极1220下方的用于产生磁场的机构时,未被第二捕获物质1222捕获的磁性纳米粒子1211、非目标物质和目标物质可以从反应部件1200向下游移动。

[0209] 在未被第二捕获物质1222捕获的磁性纳米粒子1211、目标物质和非目标物质移动到位于反应部件1200下游的样品处理单元之后,可以通过检测根据施加到第一电极1220和

第二电极1230的电压的电流值来确认样品中是否存在目标物质。

[0210] 根据本申请的一个实施例,可以将线圈形式的第三电极设置在反应部件1200的上方和下方。调整施加到设置在反应部件1200的上方和下方的第三电极的电流,使得可以控制形成在反应部件1200中的磁场。

[0211] 图8是用于描述根据本申请的一个实施例的用于提供磁场的第三电极的布置的放大图。

[0212] 图8是图2所示的生物传感器1000中的反应部件1200的放大图。

[0213] 线圈形式的第三电极可以形成在反应部件1200的上方和下方。当生物传感器1000电连接到检测装置2000时,可以控制施加到第三电极的电流。

[0214] 具体地,当将电流施加到位于反应部件1200上方的第三电极时,可以获得与在反应部件1200上方设置磁体的效果类似的效果。例如,当将电流施加到位于反应部件1200上方的第三电极时,磁性纳米粒子复合物1210可以移动到与位于反应部件1200上方的第三电极相邻的位置。另外,当将电流施加到位于反应部件1200下方的第三电极时,可以获得与在反应部件1200下方设置磁体的效果类似的效果。例如,当将电流施加到位于反应部件1200下方的第三电极时,磁性纳米粒子复合物1210可以移动到与位于反应部件1200下方的第三电极相邻的位置。

[0215] 如上所述,控制施加到设置在反应部件1200上方的第三电极和设置在反应部件1200下方的第三电极的电流,使得可以控制磁性纳米粒子复合物1210的移动。

[0216] 在一些情况下,可以通过反复地执行将第一电流施加到设置在反应部件1200上方的第三电极和将第二电流施加到设置在反应部件1200下方的第三电极的操作的形式来控制磁性纳米粒子复合物1210的移动。

[0217] 2.3根据第二实施例的生物传感器1000的操作

[0218] 根据本申请的一个实施例的生物传感器1000可以包括与阻断物质1221固定的第一电极1220。更具体地,根据本申请的一个实施例的生物传感器1000可以包括与BSA固定的第一电极1220。

[0219] 除了可以执行辅助磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212的氧化/还原作用的功能外,BSA固定在第一电极1220上还执行简单地防止样品中所含的目标物质粘附在第一电极1220上的阻断功能。

[0220] 图9是用于描述根据本申请的一个实施例的包括第一电极1220的生物传感器1000的电流随电压变化的图形,BSA固定到所述第一电极。

[0221] 参考图8,将包括目标物质的样品提供到包括未与BSA固定、与第二捕获物质1222固定的第一电极1220的生物传感器1000,然后执行检测,结果确认未检测到根据电压变化引起的电流变化(参见所示图形中的BSAX)。

[0222] 然而,当将BSA固定到同一生物传感器1000的第一电极1220时,提供包括目标物质的样品并执行检测,结果确认检测到根据电压变化引起的电流变化(参见所示图形中的BSA0)。

[0223] 通过所述结果图形,确认可以使用包括与BSA和第二捕获物质1222固定的第一电极1220的生物传感器1000来检测样品中是否存在目标物质,并且阻断物质1221(例如,BSA)可以在包括磁性纳米粒子复合物1210的生物传感器1000中执行辅助氧化/还原作用的功能。

能。

[0224] <检测装置2000>

[0225] 1. 检测装置2000

[0226] 1.1. 检测装置2000的配置

[0227] 图10是用于描述根据本申请的一个实施例的检测装置2000的图。

[0228] 检测装置2000可以包括电极部件2100、存储器部件2200、电信号生成部件2300和/或控制器2400。然而,不需要包括所有上述部件,并且每个部件都可以被省略或重复,并且检测装置2000还可以通过除了上文公开的部件之外还包括其他部件的形式来制造。

[0229] 1.1.1 电极部件2100

[0230] 电极部件2100是发射或接收电子的导电介质,并且可以包括在相关技术中用作电极的材料中的至少一种材料,诸如碳、铝、铂、Au和/或Ag。

[0231] 电极部件2100可以具有执行与生物传感器1000的接触部件1300的电连接的功能。电极部件2100可以包括电连接到生物传感器1000的第一电极1220的第一电极端子和电连接到生物传感器1000的第二电极1230的第二电极端子。当生物传感器1000的接触部件1300包括电连接到第一电极的第四电极和电连接到第二电极1230的第五电极时,第一电极端子可以电连接到第一电极1220和第四电极,并且第二电极端子可以电连接到第二电极1230和第五电极。

[0232] 根据本申请的一个实施例的电极部件2100电连接到生物传感器1000,以允许检测装置2000检测关于生物传感器1000中的第一电极1220和第二电极1230的电压和/或电流的信息。

[0233] 根据本申请的一个实施例的电极部件2100可以电连接到生物传感器1000,以执行将在检测装置2000中产生的电能(例如,电压和/或电流)转移到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的功能。

[0234] 根据本申请的一个实施例,电极部件2100可以物理地连接到生物传感器1000的接触部件1300。生物传感器1000插入耦合到检测装置2000的一部分,使得生物传感器1000的接触部件1300可以与检测装置2000的电极部件2100接触。

[0235] 通过在检测装置2000的操作中描述的详细实施例,将容易理解根据本申请的一个实施例的电极部件2100的详细功能。

[0236] 1.1.2 存储器部件2200

[0237] 存储器部件2200可以执行临时或非临时存储信息的功能。

[0238] 例如,存储器部件2200可以包括硬盘驱动器(HDD)、固态驱动器(SSD)、快闪存储器、只读存储器(ROM)和/或随机存取存储器(RAM)的形式来实施。作为另一个示例,存储器部件2200可以通过无线通信连接到另一个服务器以将必要信息存储在另一个服务器中的形式来实施。本公开不限于此,并且执行存储信息以允许检测装置2000利用所述信息的功能的功能单元可以对应于存储器部件2200,而不管所述功能单元具有硬件结构还是软件结构。

[0239] 根据本申请的一个实施例的存储器部件2200可以存储关于要施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压值的信息。为了检测根据施加到第一电极1220和第二电极1230的电压的电流值以检测导入生物传感器1000的样品中是否包括目标物质,

存储器部件2200可以存储关于第一电极1220和第二电极1230的电压值的信息,其中应当向其施加电压值。

[0240] 通过在检测装置2000的操作中描述的详细实施例,将容易理解根据本申请的一个实施例的存储器部件2200的详细功能。

[0241] 1.1.3电信号生成部件2300

[0242] 电信号生成部件2300可以执行生成电压和/或电流的功能。例如,电信号生成部件2300可以包括直流(DC)电压/电流发生器。作为另一个示例,电信号生成部件2300可以包括脉冲宽度调制(PWM)输出生成器。作为又一个示例,电信号生成部件2300可以包括交流(AC)标准电压发生器。

[0243] 根据硬件、软件或其组合,电信号生成部件2300可以执行生成电压和/或电流的功能的电子电路(诸如集成电路)的形式来实施,并且替代地以计算机或与计算机类似的装置的形式来实施。根据本申请的一个实施例,电信号生成部件2300可以包括在控制器2400中的形式来实施。

[0244] 通过在检测装置2000的操作中描述的详细实施例,将容易理解根据本申请的一个实施例的电信号生成部件2300的详细功能。

[0245] 1.1.4控制器2400

[0246] 控制器2400可以控制检测装置2000的整体操作。为此,控制器2400可以对各种信息片段执行计算和处理,并且控制检测装置2000的部件的操作。

[0247] 根据硬件、软件或其组合,控制器2400可以被实施为计算机或与计算机类似的装置。就硬件而言,控制器2400可以处理电信号并执行控制功能的电子电路(诸如中央处理单元(CPU)芯片)的形式来提供。就软件而言,控制器2400可以在硬件方面驱动控制器2400的程序的形式的提供。

[0248] 控制器2400可以控制电信号生成部件2300以通过电极部件2100向生物传感器1000提供电压和/或电流。

[0249] 为了检测根据施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压的变化电流并确定目标物质是否被导入生物传感器1000中的样品捕获,根据本申请的一个实施例的控制器2400可以控制电压,其包括增加施加在第一电极1220与第二电极1230之间的电压的第一阶段和减小要提供的电压的第二阶段。这可以提供循环电压以对样品中所包括的目标物质执行定性分析和/或定量分析。

[0250] 为了稳定电流的曲线,根据本申请的一个实施例的控制器2400可以控制待提供电压,所述电压被施加为高于第一阶段中的最低电压和第二阶段中的最低电压的至少一者的电压持续预定时间或更长时间。

[0251] 在此,稳定表示在根据提供循环电压的操作中的电压的电流图形中,当电流最大时,电势/还原电势相对增加,和/或当电流最小时,电势/氧化电势值相对降低。替代地,稳定表示在根据提供循环电压的操作中的电压的电流图形中,最大电流值相对增加和/或最小电流值相对降低。替代地,稳定表示在根据提供循环电压的操作中的电压的电流图形中,根据氧化引起的与电压0V相对应的电流(根据电压的增加引起的电流)和根据还原引起的电流(根据电压降低引起的电流)彼此相对更加一致。

[0252] 根据本申请的一个实施例的控制器2400可以控制通过电极部件2100或单独的磁

场形成机构来改变生物传感器1000的反应部件1200的环境条件。例如,控制器2400控制提供与电极部件2100电连接的第一电极1220、第二电极1230和/或第三电极的电信号,以改变生物传感器1000的反应部件1200的环境条件。作为另一个示例,控制器2400可以控制检测装置2000中所包括的单独的磁性形成机构的接通/关断以改变生物传感器1000的反应部件1200的环境条件。

[0253] 在下文中,除非另有规定,否则可以解释为在控制器2400的控制下执行检测装置2000的操作。通过在检测装置2000的操作中描述的详细实施例,将容易理解根据本申请的一个实施例的控制器2400的详细功能。

[0254] 1.2. 检测装置2000的操作

[0255] 图11是用于描述根据本申请的一个实施例的检测装置2000的操作的图。

[0256] 根据本申请的一个实施例,当接收到第一信号(S1000)时,检测装置2000可以提供第二信号(S2000)并且可以检测第三信号(S3000)。然而,不一定要执行每个操作,并且可以省略或重复每个操作,并且可以另外执行其他过程。

[0257] 1.2.1接收第一信号(S1000)

[0258] 根据本申请的一个实施例,检测装置2000可以接收第一信号(S1000)。例如,第一信号可以表示当样品通过另外设置在生物传感器1000中的单独电极等导入生物传感器1000的样品导入部件1100时接收到的信号。作为另一个示例,第一信号可以表示当样品通过另外设置在生物传感器1000中的单独电极等到达生物传感器1000的反应部件1200时接收到的信号。作为又一示例,第一信号可以表示当样品通过生物传感器1000的第一电极1220和/或第二电极1230到达生物传感器1000的反应部件1200时接收到的信号。作为又一示例,第一信号可以表示当样品通过生物传感器1000的第一电极1220和/或第二电极1230到达生物传感器1000的样品处理单元时接收到的信号。

[0259] 当接收到第一信号时,检测装置2000的控制器2400可以开始提供第二信号(S2000)。

[0260] 1.2.2提供第二信号(S2000)

[0261] 根据本申请的一个实施例,检测装置2000可以提供第二信号(S2000)。

[0262] 例如,第二信号可以是检测装置2000通过其控制生物传感器1000的一种操作的信号。第二信号的示例可以表示:1) 传输到生物传感器1000以便改变生物传感器1000的反应部件1200的环境条件的信号;2) 为了通过检测根据施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压的变化的电流来确定目标物质是否被捕获在导入生物传感器1000的样品中,传输到生物传感器1000以便提供电压的信号,所述提供电压包括增加施加在第一电极1220与第二电极1230之间的电压的第一阶段和降低施加其间的电压的第二阶段,和/或3) 为了稳定电流的曲线,传输到生物传感器1000以便提供高于第一阶段中的最低电压和第二阶段中的最低电压中的至少一者的电压并施加预定时间或更长时间的电压的信号。

[0263] 图12是用于描述根据本申请的一个实施例的提供第二信号(S2000)的图。

[0264] 根据本申请的一个实施例,检测装置2000可以提供第二-第一信号(S2100),提供第二-第二信号(S2200)以及提供第二-第三信号(S2300)。然而,不一定要执行每个操作,并且可以省略或重复每个操作,并且可以另外执行其他过程。

[0265] 提供第二-第一信号 (S2100) 可以表示其中从检测装置2000向生物传感器1000传输电信号以便改变生物传感器1000的反应部件1200的环境条件的操作。

[0266] 例如,控制器2400提供电信号以用于改变施加到第一电极1220和第二电极1230的电压的大小、频率等,以改变生物传感器1000的反应部件1200的环境条件,使得可以改变位于生物传感器1000的反应部件1200中的磁性纳米粒子复合物1210、目标物质和/或非目标物质的移动。

[0267] 作为另一个示例,控制器2400提供电信号以用于改变施加到生物传感器1000中所包括的线圈状第三电极的电流,以改变生物传感器1000的反应部件1200的环境条件,使得可以改变位于生物传感器1000的反应部件1200中的磁性纳米粒子复合物1210、目标物质和/或非目标物质的移动。

[0268] 提供第二-第二信号 (S2200) 可以表示其中在提供第二-第三信号 (S2300) 之前将用于施加特定电压的电信号从检测装置传输到生物传感器1000以便根据第二-第三信号的提供 (S2300) 来稳定电流的曲线的操作。

[0269] 例如,在根据第二-第三信号从电流的曲线检测是否存在目标物质之前,提供第二-第二信号 (S2200) 可以执行诱导被第一电极1220的第二捕获物质捕获的磁性纳米粒子复合物1210的氧化/还原反应并根据第二-第三信号稳定电流的曲线的功能。

[0270] 根据第二-第二信号的提供 (S2200),将特定电压施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230持续预定时间或更长时间,使得磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212进行氧化预处理。例如,根据第二-第二信号的提供 (S2200),可以在生物传感器1000的第一电极1220与第二电极1230之间施加至少1V或更高电压持续至少两秒钟。作为另一个示例,根据第二-第二信号的提供 (S2200),可以在生物传感器1000的第一电极1220与第二电极1230之间施加1.5V的电压持续十秒钟。

[0271] 根据第二-第二信号的提供 (S2200),将特定电压施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230持续预定时间或更长时间,使得磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212可以进行氧化预处理,然后减小施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压,使得磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212可以进行还原预处理。例如,根据第二-第二信号的提供 (S2200),在生物传感器1000的第一电极1220与第二电极1230之间施加至少1V或更高电压持续至少两秒钟,然后可以施加将第一电极1220与第二电极1230之间的电压从至少1V或更高降低到至少0V或更低的电压。作为另一个示例,根据第二-第二信号的提供 (S2200),在生物传感器1000的第一电极1220与第二电极1230之间施加1.5V的电压持续十秒钟,然后施加到第一电极1220和第二电极1230的电压可以 -0.1V/s 的速率从1.5V降低到 -0.2V 。

[0272] 根据第二-第二信号的提供 (S2200),将特定电压施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230持续预定时间或更长时间,使得磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212可以进行氧化预处理,然后减小施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压,使得磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212可以进行还原预处理。此后,增加施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压,使得磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212可以进行氧化预处理。例如,根据第二-第二信号的提供 (S2200),在生物传感器1000的第一电极1220与第二电极1230之间施加至少1V或更高电压持续至少两

秒钟,然后可以施加将第一电极1220与第二电极1230之间的电压从至少1V或更高降低到至少0V或更低的电压。此后,可以施加将第一电极1220与第二电极1230之间的电压从至少0V增加到至少1V的电压。作为另一个示例,根据第二-第三信号的提供(S2200),在生物传感器1000的第一电极1220与第二电极1230之间施加1.5V的电压持续十秒钟,然后施加到第一电极1220和第二电极1230的电压可以-0.1V/s的速率从1.5V降低到-0.2V。此后,施加到第一电极1220和第二电极1230的电压可以0.1V/s的速率从-0.2V增加到1.5V。

[0273] 提供第二-第三信号(S2300)可以表示如下操作:为了通过检测根据施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压的变化的电流来确定目标物质是否被导入生物传感器1000中的样品捕获,将用于提供电压的信号从检测装置传输到生物传感器1000,所述提供电压包括增加施加在第一电极1220与第二电极1230之间的电压的第一阶段和降低施加在其间的电压的第二阶段。

[0274] 图13是用于描述根据本申请的一个实施例的提供第二-第三信号S2300的图。

[0275] 例如,为了使用循环伏安法对样品中是否包括目标物质执行分析(定性分析)和/或对样品中所包括的目标物质的相对含量执行分析(定量分析),提供第二-第三信号(S2300)可以执行在至少一个时段T期间提供包括电压的上升电势和下降电势的开关电压的功能。

[0276] 根据第二-第三信号的提供(S2300),施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压先增加然后降低,使得检测装置2000可以获取根据磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212的氧化的检测值,并且获取根据磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212的还原的检测值。例如,根据第二-第三信号的提供(S2300),可以施加将生物传感器1000的第一电极1220与第二电极1230之间的电压从至少0V或更低增加到至少1V或更高的电压,然后可以施加将第一电极1220与第二电极1230之间的电压从至少1V或更高降低到至少0V或更低的电压。作为另一个示例,根据第二-第三信号的提供(S2300),施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压可以0.1V/s的速率从0.0V增加到1.2V,随后施加到第一电极1220和第二电极1230的电压可以-0.1V/s的速率从1.2V降低到0.0V。

[0277] 根据第二-第三信号的提供(S2300),施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压先降低然后增加,使得检测装置2000可以获取根据磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212的还原的检测值,并且获取根据磁性纳米粒子复合物1210的反应物质1212的氧化的检测值。例如,根据第二-第三信号的提供(S2300),可以施加将生物传感器1000的第一电极1220与第二电极1230之间的电压从至少1V或更高降低到至少0V或更低的电压,然后可以施加将第一电极1220与第二电极1230之间的电压从至少0V或更低增加到至少1V或更高的电压。作为另一个示例,根据第二-第三信号的提供(S2300),施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压可以-0.1V/s的速率从1.2V降低到0.0V,随后施加到第一电极1220和第二电极1230的电压可以0.1V/s的速率从0.0V增加到1.2V。

[0278] 1.2.3检测第三信号(S3000)

[0279] 根据本申请的一个实施例,检测装置2000可以检测第三信号(S3000)。例如,对第三信号的检测可以表示以下操作:检测装置2000根据第二-第三信号的提供(S2300)来检测生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电流。

[0280] 更具体地,当提供第二-第三信号(S2300)以使用循环伏安法分析是否存在目标物

质时,根据第一电极1220和第二电极1230的上升电势和下降电势(由于第二-第三信号的提供(S2300)而从对第三信号的检测中获取)的电流图形被确认具有最大电流值和最小电流值使得可以确定样品中是否存在目标物质。

[0281] 1.3根据第三实施例的检测装置2000的操作

[0282] 图14是用于描述根据本申请的第三实施例的在提供第二-第三信号(S2300)之前执行还原预处理的操作的图。

[0283] 根据本申请的一个实施例的检测装置2000可以操作使得根据第二-第三信号的提供(S2300)而施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压以0.1V/s的速率从0.0V增加到1.2V,随后当提供第二-第三信号使得施加到第一电极1220和第二电极1230的电压以-0.1V/s的速率从1.2V降低到0.0V时,生物传感器1000的反应部件1200在提供第二-第三信号(S2300)之前进行还原预处理。

[0284] 在提供第二-第三信号(S2300)之前,可以执行第二-第二信号的提供(S2200),使得生物传感器1000的反应部件1200进行还原预处理。

[0285] 根据本申请的一个实施例的检测装置2000可以操作使得根据第二-第二信号的提供而将1.5V的电压施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230持续十秒钟,随后施加到第一电极1220和第二电极1230的电压以-0.1V/s的速率从1.5V降低到-0.2V。

[0286] 图15是用于描述根据本申请的一个实施例的根据第二-第二信号的提供(S2200)和第二-第三信号的提供(S2300)的第三信号的检测图的图形。

[0287] 图15的线A示出了当根据第二-第三信号的提供(S2300)施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压以0.1V/s的速率从0.0V增加到1.2V时由于第二-第三信号引起的电压的电流图形,并且当提供第二-三信号使得施加到第一电极1220和第二电极1230的电压以-0.1V/s的速率从1.2V降低到0.0V时,在提供第二-第三信号(S2300)之前,根据第二-第二信号的提供(S2200)而将1.5V的电压施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230持续十秒钟,并且施加到第一电极1220和第二电极1230的电压以-0.1V/s的速率从1.5V降低到-0.2V,然后以0.1V/s的速率从-0.2V增加到1.5V。

[0288] 图15的线B示出了当与图13所示的随时间变化的电压图形相对应的电压施加到第一电极1220和第二电极1230时根据由于第二-第三信号的电压的电流图形。

[0289] 图15的线C示出了当根据第二-第三信号的提供(S2300)施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压以0.1V/s的速率从0.0V增加到1.2V时由于第二-第三信号的电压的电流图形,并且当提供第二-三信号使得施加到第一电极1220和第二电极1230的电压以-0.1V/s的速率从1.2V降低到0.0V时,在提供第二-第三信号(S2300)之前,根据第二-第二信号的提供(S2200)而将1.5V的电压施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230持续十秒钟。

[0290] 参考图15,可以确认,与和线A相对应的电压-电流图形中的最大电流值和与线C相对应的电压-电流图形中的最大电流值相比,与线B相对应的电压-电流图形中的最大电流值增加。

[0291] 另外,参考图15,可以确认,与与线A相对应的电压-电流图形中的电流为最大时的电势/还原电势和当与线C相对应的电压-电流图形中的电流为最大时的电势/还原电势相比,当与线B相对应的电压-电流图形中的电流为最大时的电势/还原电势增加。

[0292] 此外,参考图15,可以确认,与和线A和C相对应的电压-电流图形相比,由于氧化的电流和由于还原的电流(相对于和线B相对应的电压-电流图形中的0V电压)彼此进一步相对一致。

[0293] 1.4根据第四实施例的检测装置2000的操作

[0294] 在根据第三实施例的检测装置2000的操作中,当根据第二-第三信号检测到由于氧化的电流、然后检测到由于还原的电流并且在提供第二-第三信号之前执行还原预处理时,可以确认,根据第二-第三信号的检测值是稳定的。

[0295] 在根据第四实施例的检测装置2000的操作中,当根据第二-第三信号检测到由于还原的电流、然后检测到由于氧化的电流时,将描述其中执行氧化预处理以便根据稳定的第二-第三信号获取检测值的示例。

[0296] 图16是用于描述根据本申请的第四实施例的在提供第二-第三信号(S2300)之前执行氧化预处理的操作的图。

[0297] 根据本申请的一个实施例的检测装置2000可以操作使得根据第二-第三信号的提供(S2300)而施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压以-0.1V/s的速率从1.2V降低到0.0V,随后当提供第二-第三信号(S2300)使得施加到第一电极1220和第二电极1230的电压以0.1V/s的速率从0.0V增加到1.2V时,生物传感器1000的反应部件1200在提供第二-第三信号(S2300)之前进行还原预处理。

[0298] 在提供第二-第三信号(S2300)之前,可以执行第二-第二信号的提供(S2200),使得生物传感器1000的反应部件1200进行氧化预处理。

[0299] 根据本申请的一个实施例的检测装置2000可以操作使得可以根据第二-第二信号的提供(S2200)而将1.5V的电压施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230持续十秒钟。

[0300] 根据本申请的一个实施例的检测装置2000可以操作使得根据第二-第二信号的提供(S2200)而将1.5V的电压施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230持续十秒钟,随后施加到第一电极1220和第二电极1230的电压以-0.1V/s的速率从1.5V降低到-0.2V,然后以0.1V/s的速率从-0.2V增加到1.5V。

[0301] 根据本申请的一个实施例的检测装置2000可以操作使得根据第二-第二信号(S220)的提供而将1.5V的电压施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230持续十秒钟,随后施加到第一电极1220和第二电极1230的电压以0.1V/s的速率从-0.2V增加到1.5V。

[0302] 因此,当根据第二-第三信号的提供(S2300)而施加到生物传感器1000的第一电极1220和第二电极1230的电压以0.1V/s的速率从0.0V增加到1.2V时,随后当提供第二-第三信号(S2300)使得施加到第一电极1220和第二电极1230的电压以-0.1V/s的速率从1.2V下降到0.0V时,如在图15所示的图形中,可以获取根据由于第二-第三信号的电压的最稳定电流图形。

[0303] 如上所述,已经详细公开了根据本申请的一些实施例的使用循环伏安法分析是否存在目标物质的方法。然而,根据本申请的一个实施例,也可以使用差分脉冲伏安法分析是否存在目标物质。

[0304] 对于具体示例,在提供第二-第三信号(S2300)并检测第三信号(S3000)时,可以在

提供第二-第三信号 (S2300) 时以电压形式提供脉冲信号,所述电压具有:1) 1V至0V的范围内的4mV阶跃电势,2) -50mV的调制振幅,3) 5秒钟的调制时间,以及4) 200ms的间隔时间。

[0305] 因此,在检测第三信号 (S3000) 时,可以示出根据施加的脉冲的电流的图形,并且确定所示图形具有最大电流值还是最小电流值使得可以确定样品中目标物质的存在。

[0306] 如上所述,尽管已经基于根据本申请的实施例描述了本申请的配置和特征,但是本申请不限于此,并且对于本领域技术人员显而易见的是,各种替代或修改可以在本申请的精神和范围内进行。因此,应当指出,这些替代或修改落入所附权利要求的范围内。

1

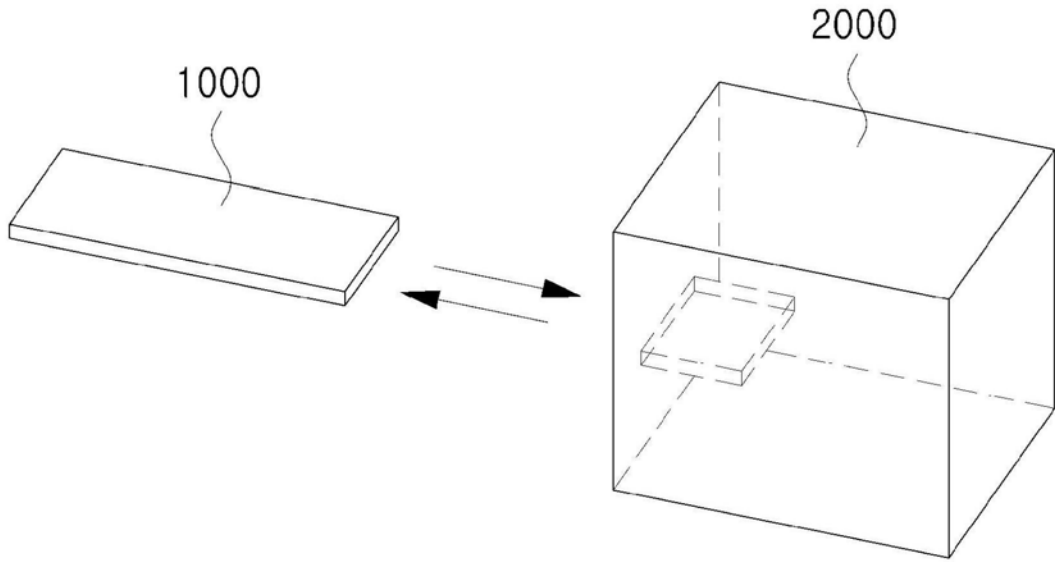


图1

1000

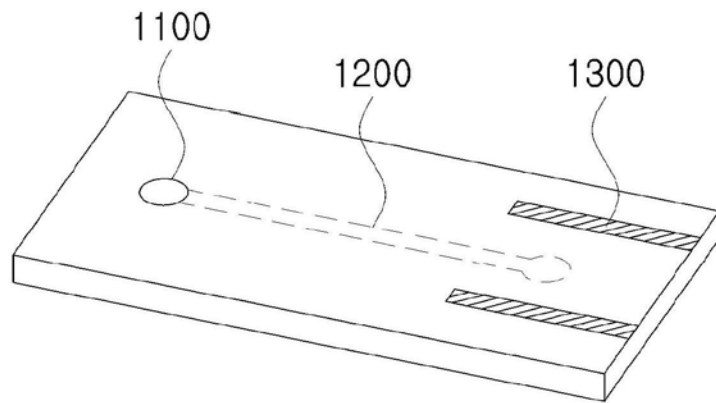


图2

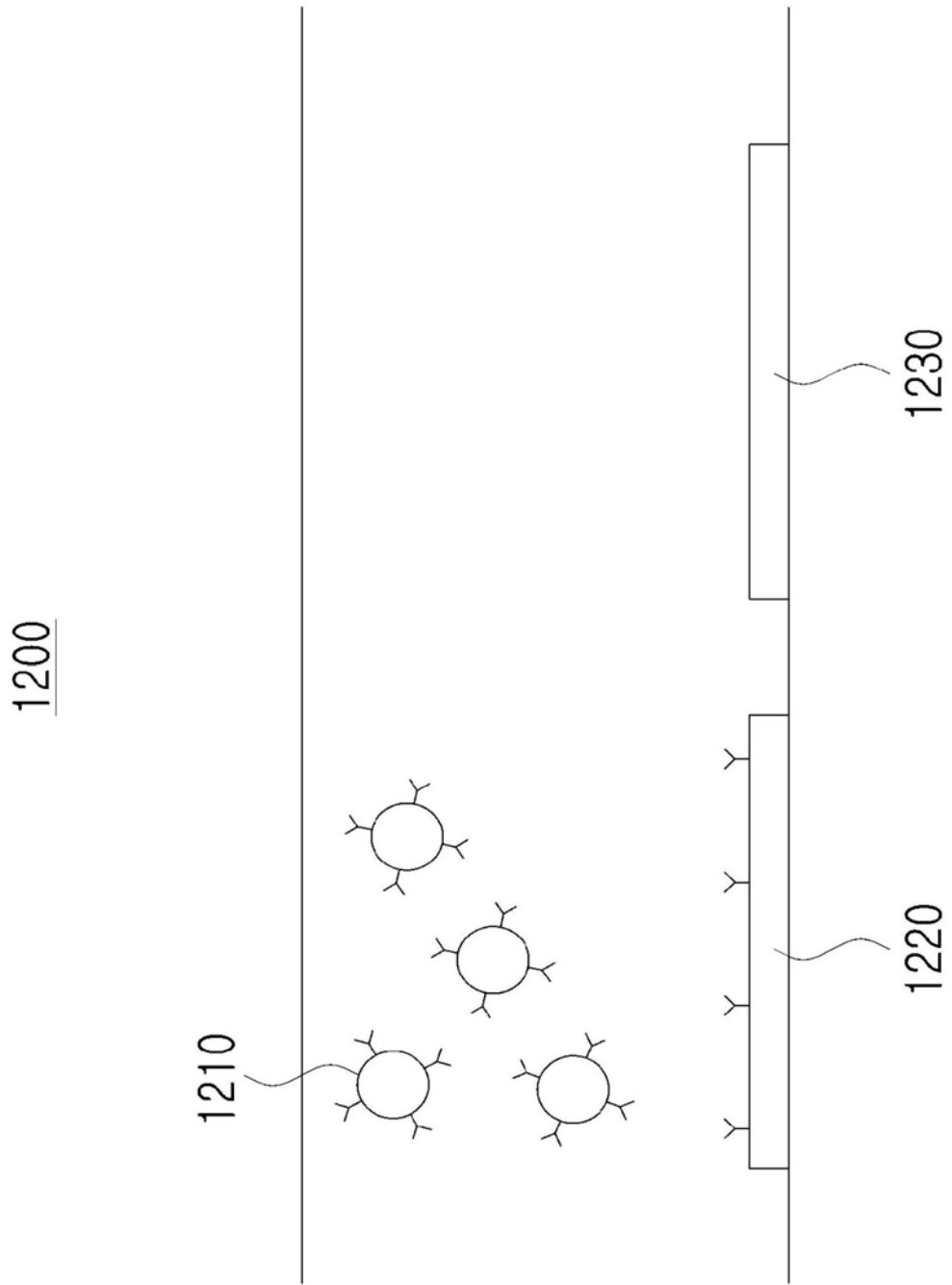


图3

1210

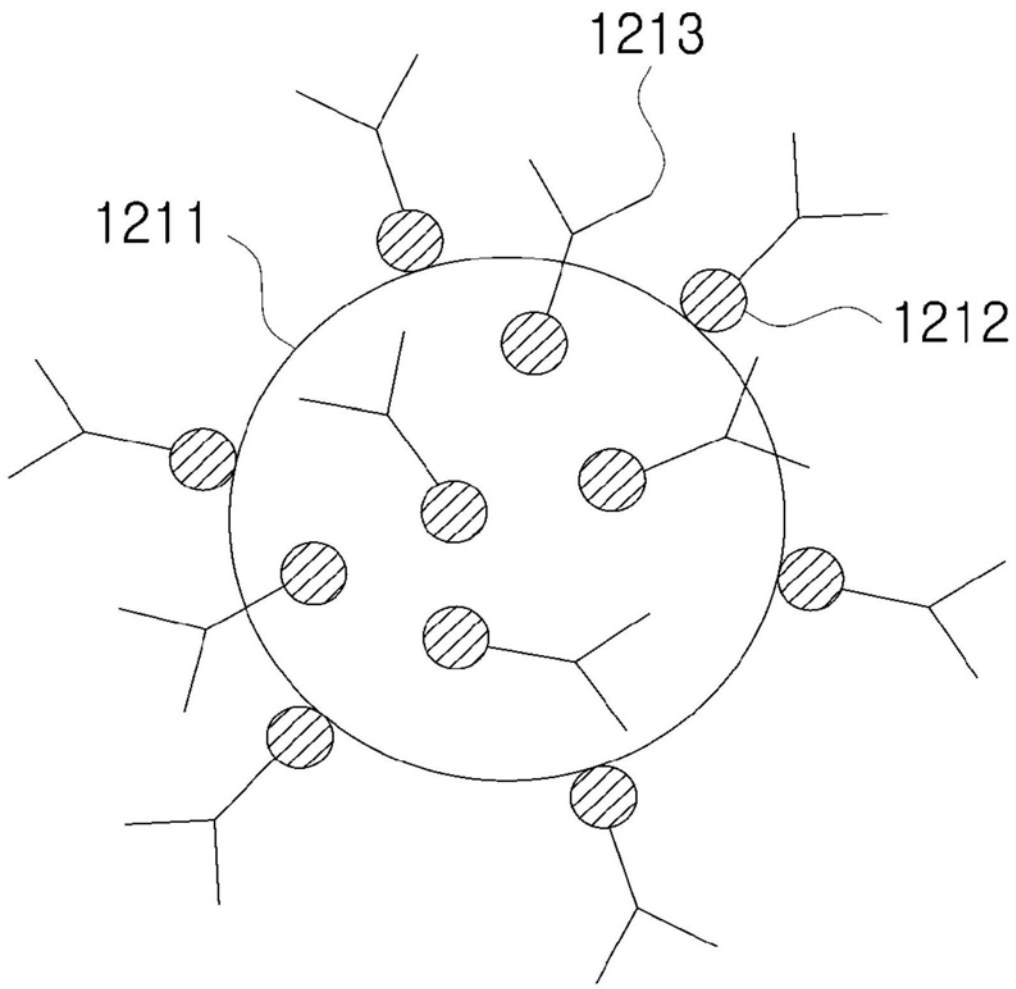


图4

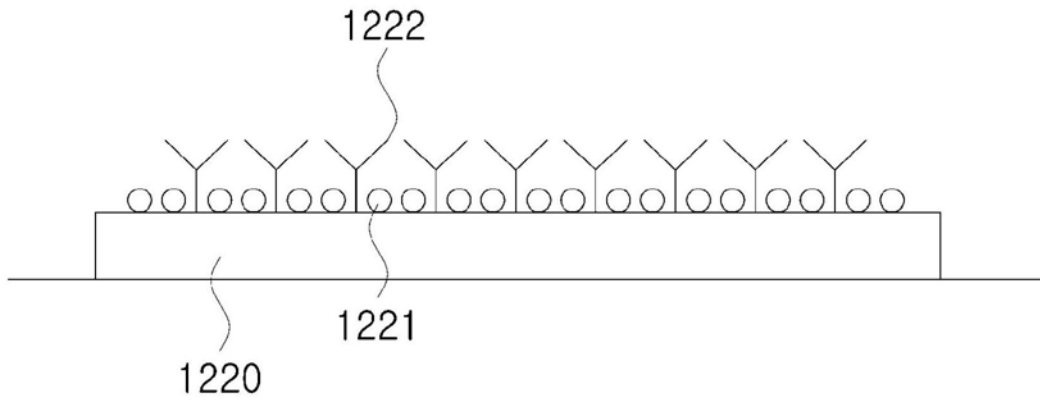


图5

1200

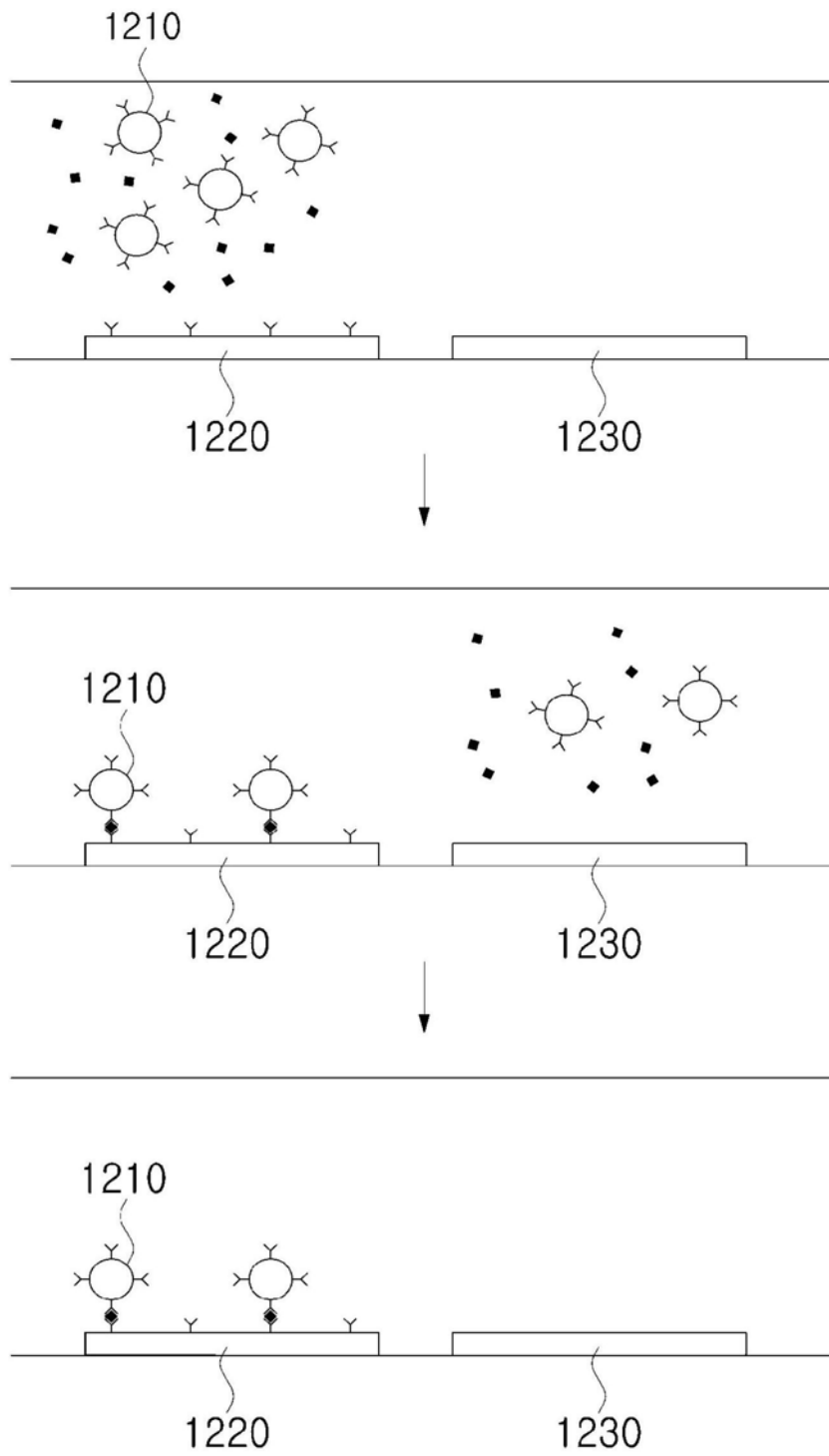


图6

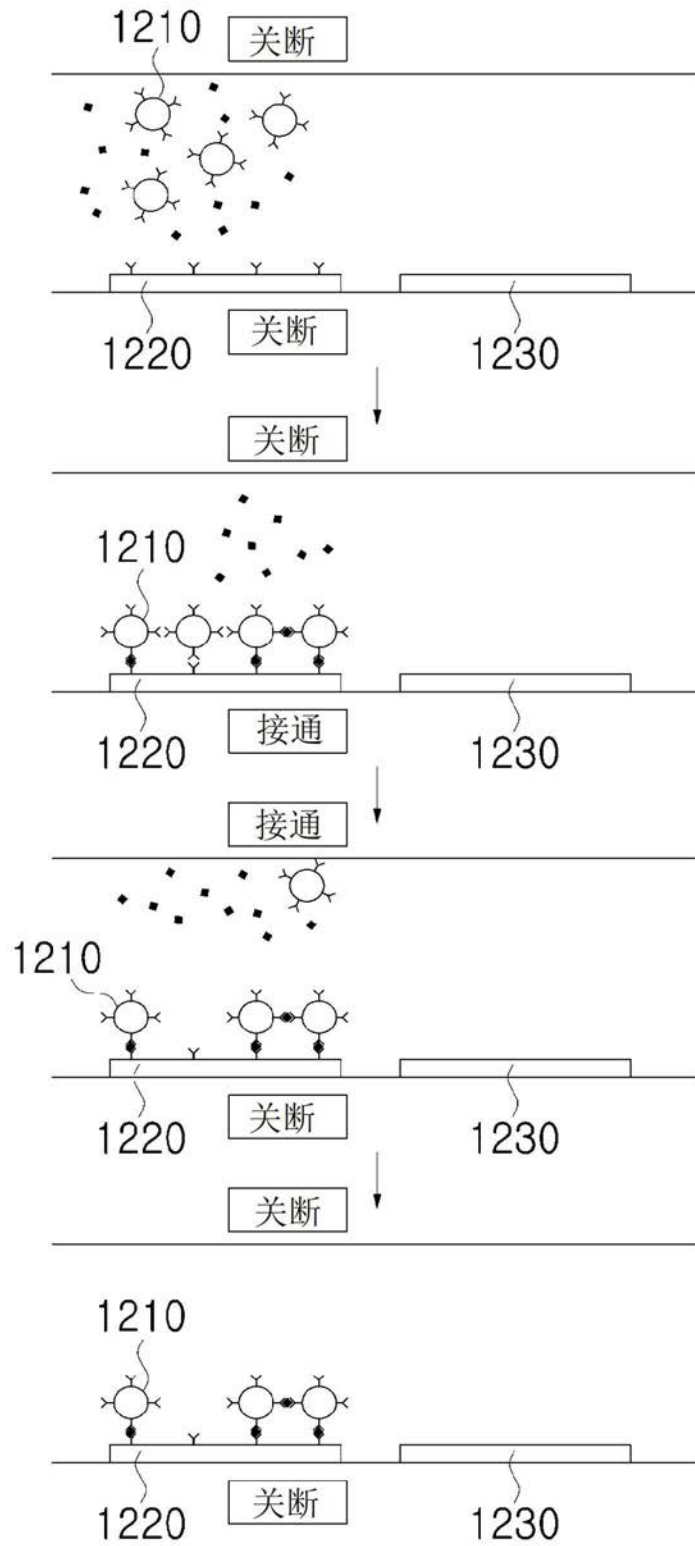


图7

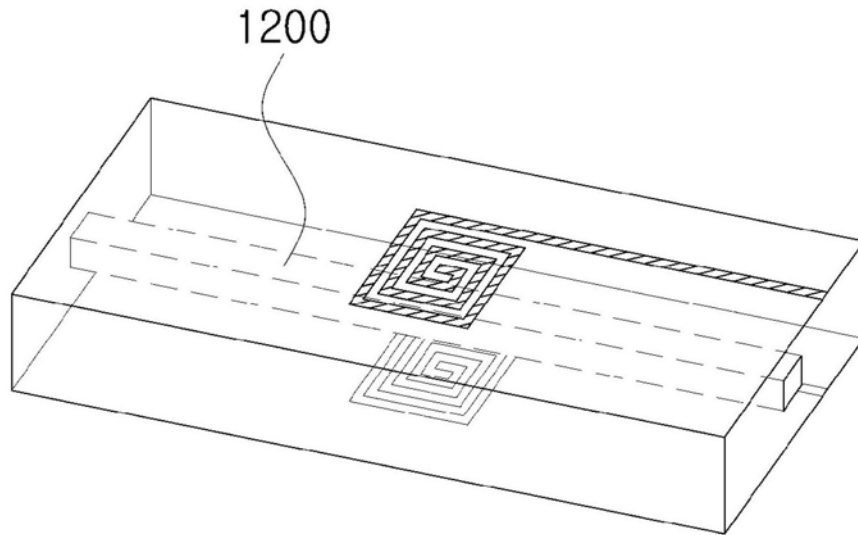


图8

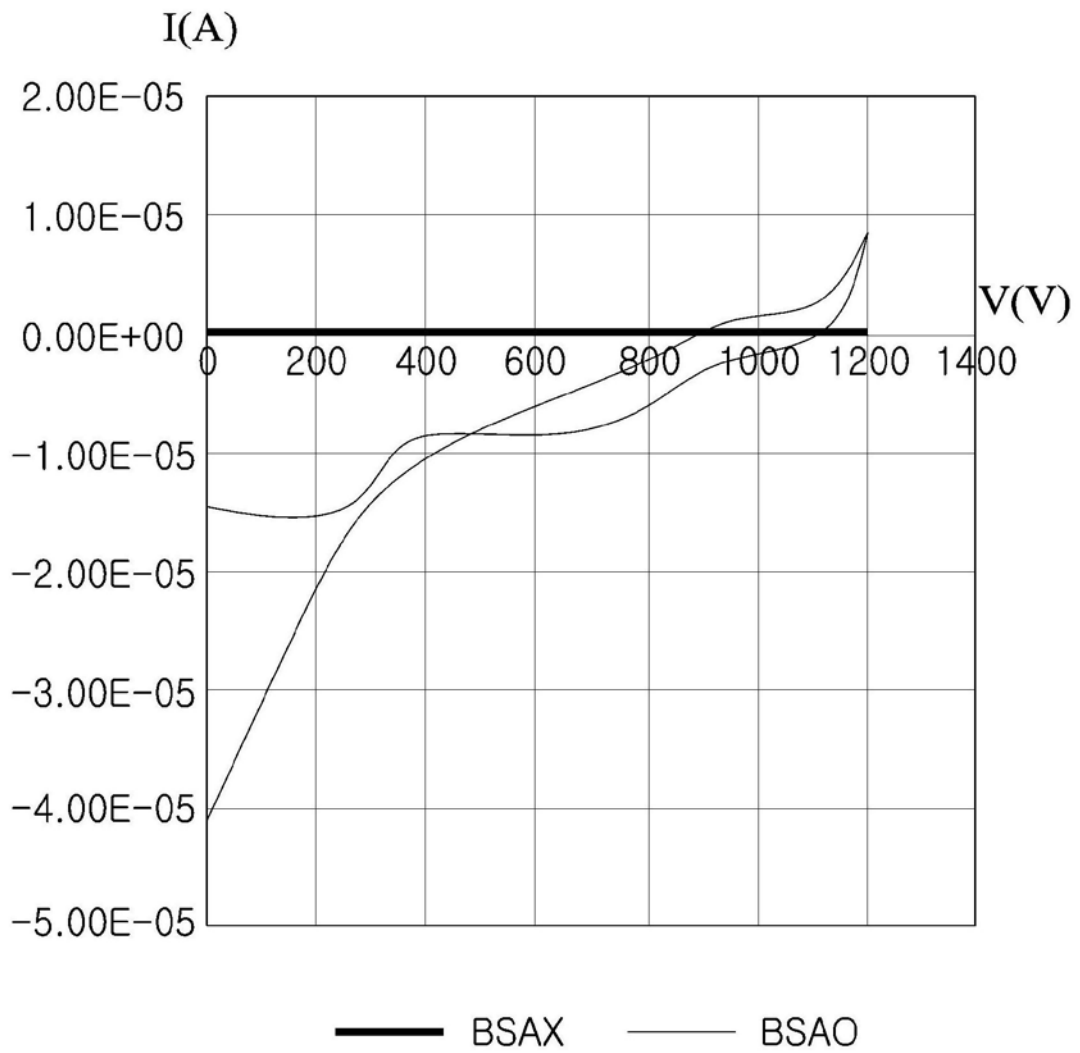


图9

2000

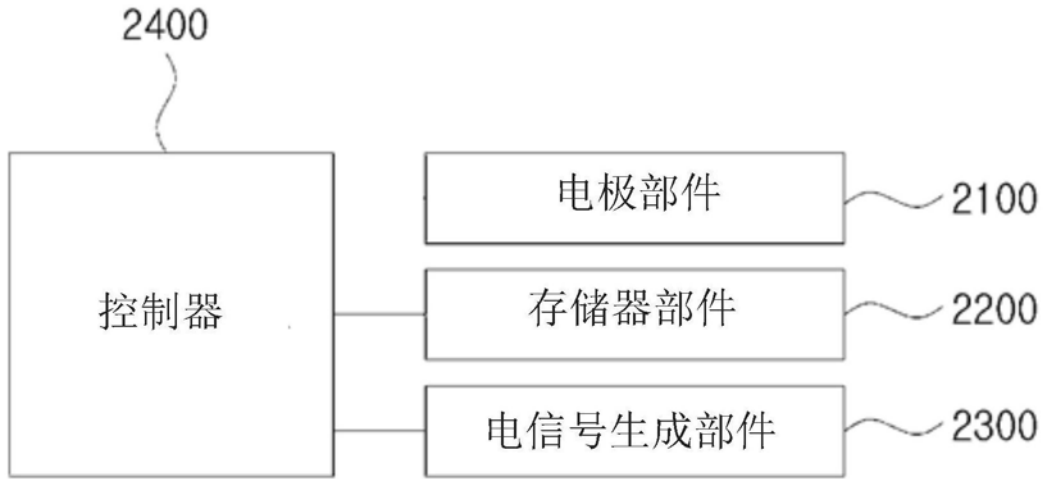


图10

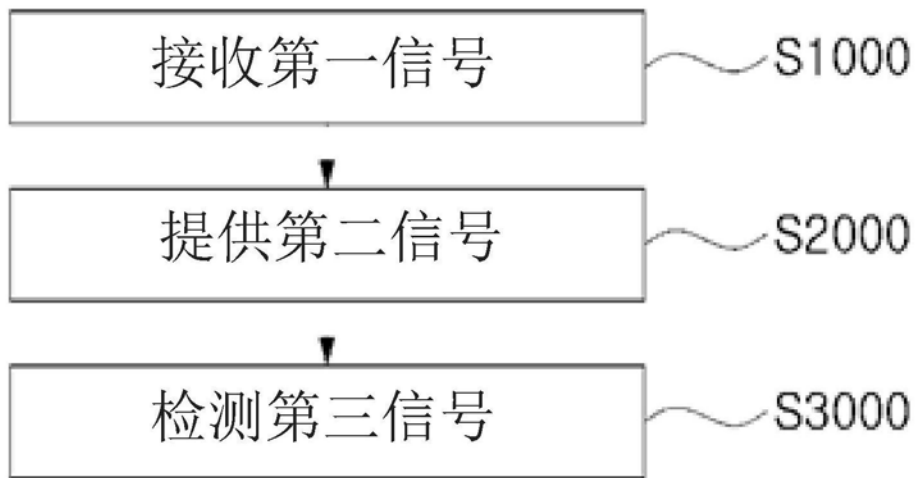


图11

$t(s)$

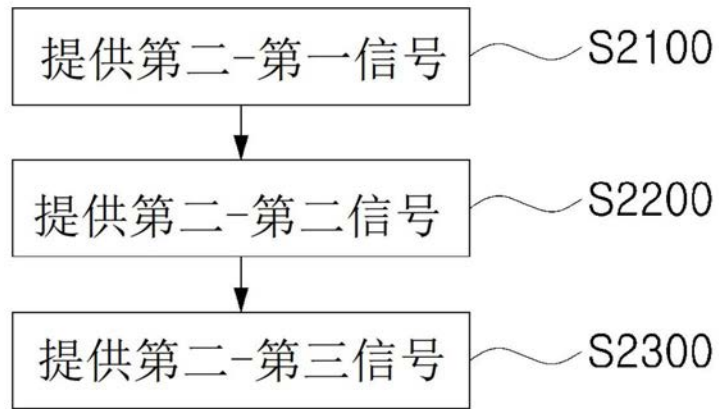


图12

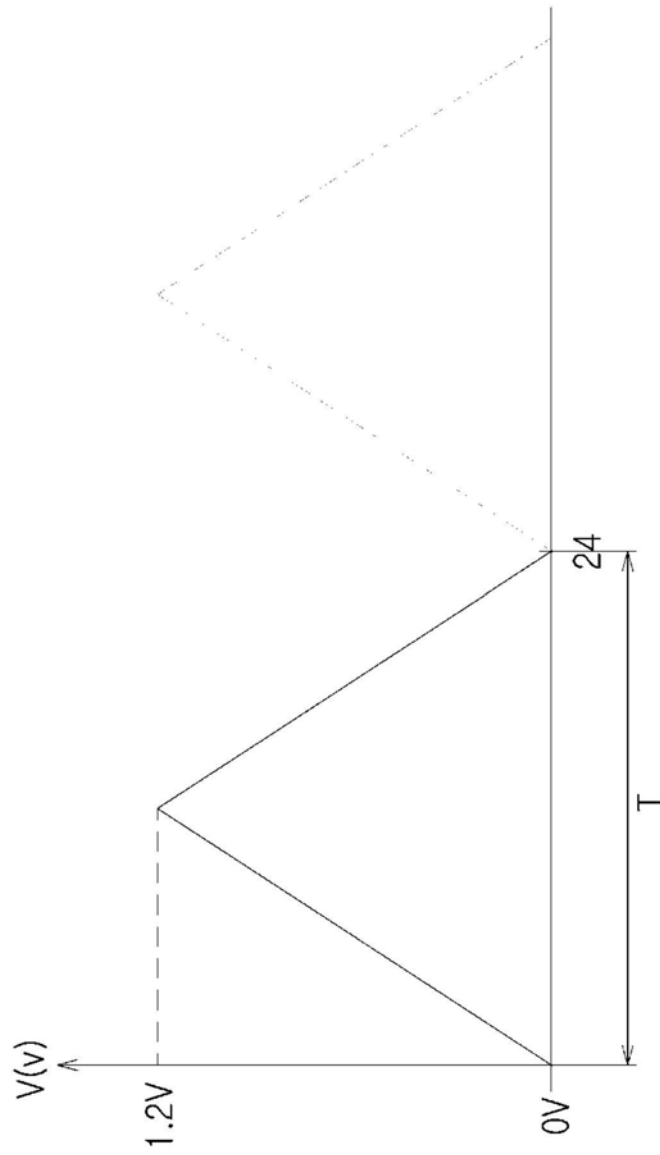


图13

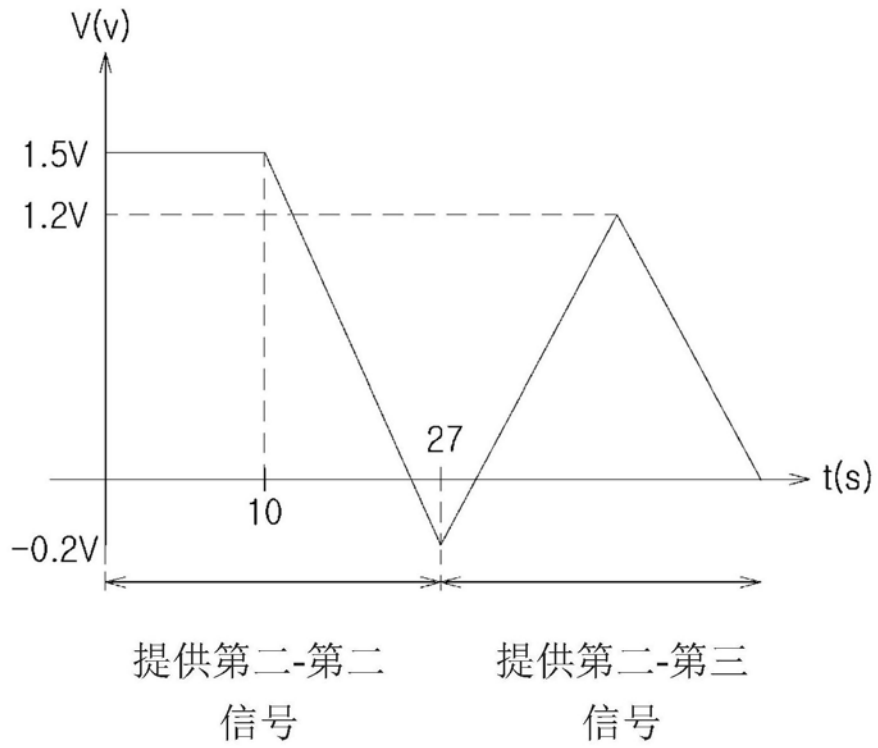


图14

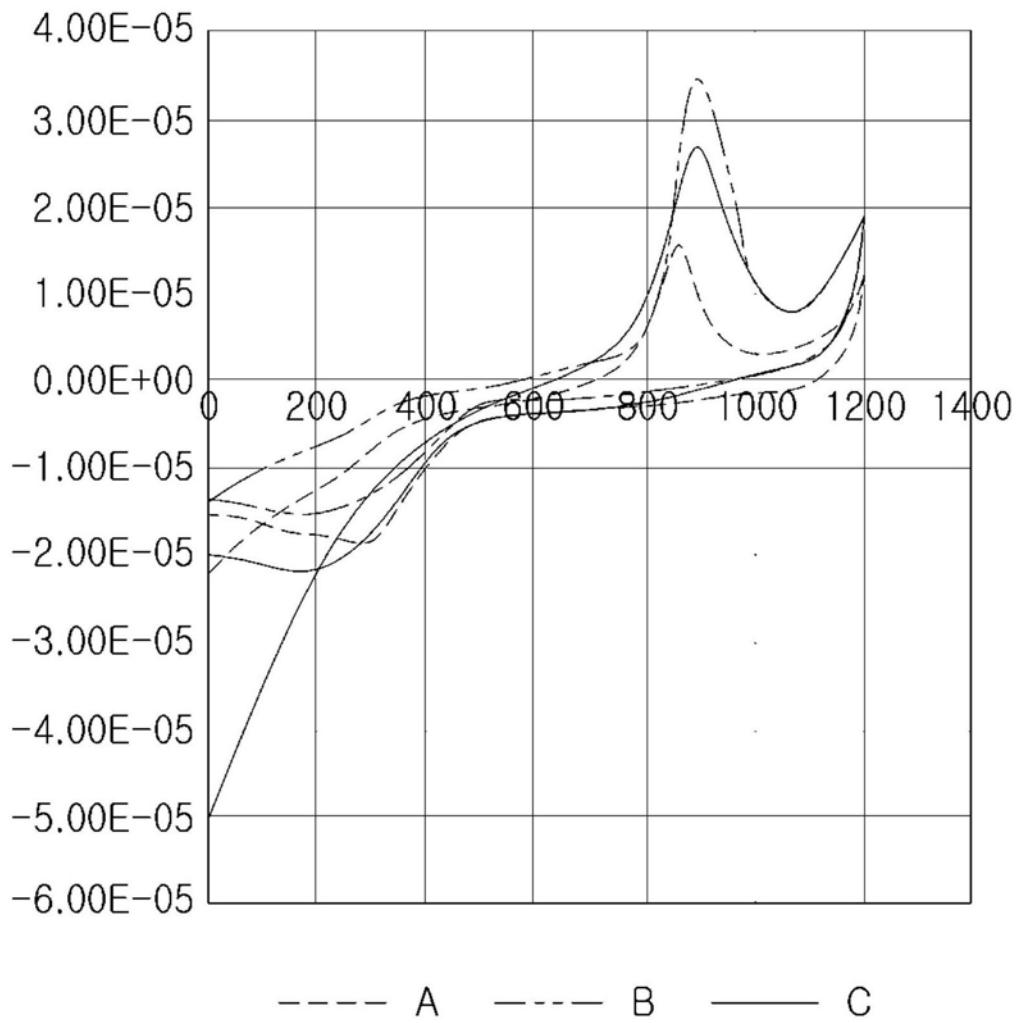


图15

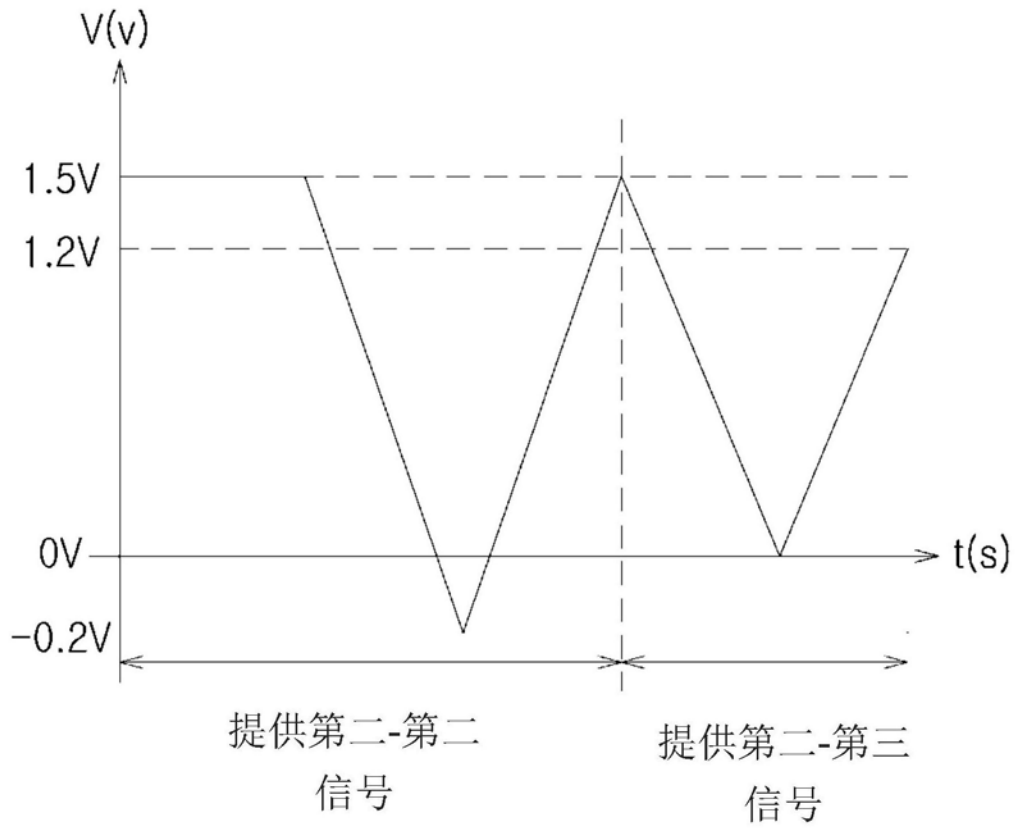


图16