



## 〔12〕发明专利说明书

专利号 ZL 200480013359.7

[45] 授权公告日 2009 年 8 月 5 日

[11] 授权公告号 CN 100523800C

[22] 申请日 2004.5.11

[21] 申请号 200480013359.7

[30] 优先权

[32] 2003. 5. 15 [33] JP [31] 136959/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/006618 2004.5.11

[87] 国际公布 WO2004/102176 日 2004.11.25

[85] 进入国家阶段日期 2005.11.15

[73] 专利权人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

[72] 发明人 山本智浩

[56] 参考文献

JP2003 - 75389A 2003.3.12

JP7 - 110313A 1995.4.25

CN1386194A 2002.12.18

JP2003-065997A 2003.3.5

JP2001 - 305093A 2001. 10. 31

CN1406337A 2003.3.26

WO02/095385A1 2002. 11. 28

审查员 海岩冰

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 郭 煜 邹雪梅

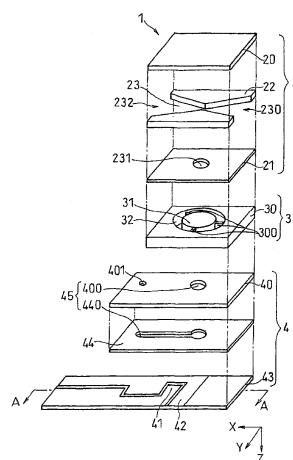
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 5 页

[54] 发明名称

传感器

[57] 摘要

本发明提供了一种传感器，其特征在于具有一种装置，该装置通过毛细管现象将样品液提供至过滤部，目的在于为了实现即使传感器未处于大致水平状态，也能够将少量的样品液迅速且准确地供给至过滤部的传感器。



1. 一种传感器，其含有过滤部、供给装置和反应部，上述供给装置通过毛细管现象将样品液供给至上述过滤部，上述反应部含有试剂，该试剂与在上述过滤部过滤后的样品液反应；并且

上述供给装置具有供给上述样品液的第1开口部、将上述样品液供给至上述过滤部的第2开口部、以及连通上述第1开口部和上述第2开口部的空间部；

为使供给至上述第1开口部的样品液被吸引至上述第2开口部，在上述供给装置中配置有气孔；

从上述供给装置的上述第2开口部看，在上述第1开口部的对侧配置上述气孔；

上述空间部在从上述第1开口部到上述第2开口部的方向上变窄。

2. 如权利要求1所述的传感器，上述反应部设在基板上，上述供给装置在相对于上述基板呈水平的方向上吸引上述样品液。

3. 如权利要求2所述的传感器，上述过滤部在相对于上述基板呈垂直的方向上对由上述供给装置供给的上述样品液进行过滤。

4. 如权利要求1所述的传感器，上述供给装置包含有第1盖子、隔板、第2盖子，上述第2开口部设在上述第2盖子处，通过上述隔板形成上述第1开口部和上述气孔。

5. 如权利要求1所述的传感器，上述空间部在从上述气孔到上述第2开口部的方向上变窄。

6. 如权利要求1所述的传感器，上述第1开口部到上述第2开口部的距离，大于或等于上述第2开口部到上述气孔的距离。

7. 如权利要求4所述的传感器，上述第2开口部的最大宽度，大于或等于上述空间部的最小宽度。

8. 如权利要求1所述的传感器，上述第2开口部的最大宽度，小于或等于上述第2开口部中心到上述气孔的距离。

9. 如权利要求 1 所述的传感器，上述过滤部是通过过滤器对上述样品液进行过滤的，上述第 2 开口部的截面面积小于上述过滤器的截面面积。

10. 如权利要求 9 所述的传感器，上述第 2 开口部的截面与上述过滤器的截面形状相同。

11. 如权利要求 10 所述的传感器，上述空间部的上述第 1 开口部到第 2 开口部的体积，大于或等于上述过滤器空隙部的体积和上述反应部空间体积之和的总体积。

12. 如权利要求 1 所述的传感器，在上述反应部中含有第 2 气孔。

## 传感器

### 技术领域

本发明涉及一种传感器，其目的在于对样品液中的特定成分进行定量和检测。

### 背景技术

作为检测以体液为代表的样品液中特定成分的传感器，众所周知的是生物传感器。

所谓的生物传感器是指将微生物、酶、抗体、DNA、RNA 等生物材料作为分子识别元件来使用的传感器。即，生物传感器利用生物材料识别特定成分时所发生的、例如通过微生物呼吸导致酶的消耗、酶反应、发光等反应，对样品液中含有的特定成分进行定量、检测其存在。

在各种生物传感器中，酶传感器具有广泛的实际应用。例如，葡萄糖、乳酸、胆固醇、氨基酸等传感器的酶传感器，被利用在医疗计测、食品工业等领域中。

这种酶传感器，例如通过样品液中含有的特定物质和酶等反应生成的电子还原电子传递体，测定仪对电子传递体还原量进行电化学计测，由此对样品液中所含有的底物进行定量。

在使用这种对样品液中特定成分进行测定的传感器时，有必要从样品液中将反应不需要物质、对反应有副作用的物质等除去。例如，对于胆固醇传感器，当反应体系中有表面活性剂时，有必要从样品液的血液中除去血细胞。原因在于，血细胞被表面活性剂所破坏，血细胞中存在的谷胱甘肽等还原性物质对反应产生副作用。

更具体地说，在样品液被供给的开口部附近，多数设置有除去血细胞的过滤部。作为这个过滤部的构造，提出了例如图 6~8 所示的 3 种方式。此时的过滤通过过滤部中所设的过滤器来进行。

图 6 为水平分离方式的模式图。在图中所示的方式中，在过滤器的样品液供给侧端部（第一端部）的附近滴下样品液的血液，在水平方向上进行过滤，被过滤器过滤后的样品液从渗出侧端部（第二

端部)使血浆渗出(参照,例如国际公开第02/054054A1号)。

图7为垂直分离方式的模式图。在图中所示的方式中,在过滤器的第一端部直接滴下血液,在垂直方向上进行过滤,血浆从过滤器第二端部的底面或者是底面附近的端部渗出。

图8为复合分离方式的模式图。在图中所示的方式中,在过滤器的第一端部直接滴下血液,在垂直方向上进行过滤的同时、在水平方向上也进行过滤,血浆从过滤器第二端部渗出(参照,例如国际公开第02/095385A1号小册子)。无论在何种方式中,通过使用适当的过滤器都能够将血细胞到达反应体系之前将其除去。

但是,使用图6~8任何方式的传感器都必须在过滤器的第一端部或者其附近直接将样品液滴下,因此由于其构造会存在以下的问题。

第一,难以规定合适的样品液测定量并将其供给过滤部。因此,容易产生向过滤部供给的样品液量过多或者不足的问题。第二,很难向过滤器中按照适当的速度依次供给样品液。因此,会导致不能以与过滤部的过滤性能相适应的速度供给样品液的问题。当具有这些问题时会引起以下结果,过滤器的机能不能充分发挥、测定精度下降、同时重现性下降,测定时间延长。

第三,在样品液滴下的时候使用者必须使传感器保持大致水平。另外,使用者在从指尖使血液滴下的时候,必须将血液滴在应该滴的位置上。也就是说,从使用者的操作性上看,需要改善是理所当然的。

例如,在国际公开第03/074999A1号小册子中,提出具有倒梯形样品液供给口的生物传感器,但是也无法解决上述的第三个问题。另外,当滴下的样品液量很少时,会存在这些样品液附着在倒梯形部分,无法适时地到达过滤部的问题。

因此,本发明的目的在于提供一种传感器,其能够在不保持大致水平时,也可以将样品液迅速且简便地供给过滤器;进而,即便样品液的量很少,也可以将其迅速且简便的供给至过滤器的中心部分。

## 发明内容

本发明涉及一种传感器，其含有过滤部；供给装置，其通过毛细管现象将样品液供给至上述过滤部；以及反应部，其含有与在上述过滤部过滤的样品液相反应的试剂。

上述反应部设计在基板上，上述供给装置优选在相对于上述基板的大致水平方向上吸引上述样品液。

上述过滤部优选在相对于上述基板的大致垂直方向上过滤从上述供给装置供给的上述样品液。

上述供给装置优选具有供给上述样品液的第1开口部、将上述样品液供给至上述过滤部的第2开口部，以及连通上述第1开口部和第2开口部的空间部。

为使供给至上述第1开口部的样品液被吸引至上述第2开口部，优选在上述供给装置中配置气孔。

优选对上述气孔进行如下设置：从上述供给装置的上述第2开口部看，上述气孔配置在上述第1开口部的对侧。

上述供给装置优选含有第1盖子、隔板、第2盖子，优选在上述第2盖子处设置上述第2开口部，优选通过上述隔板形成上述第1开口部和上述气孔。

上述空间部，优选从上述第1开口部到上述第2开口部的方向上变窄。另外，上述空间部优选从上述气孔到上述第2开口部的方向上变窄。

上述第1开口部到上述第2开口部的距离优选大于或等于上述第2开口部到上述气孔的距离。

上述第2开口部的最大宽度优选大于或等于上述空间部的最小宽度。

上述第2开口部的最大宽度优选小于或等于从上述第2开口部的中心到上述气孔的距离。

上述过滤部，通过过滤器对上述样品液进行过滤，优选上述第2开口部的截面面积小于上述过滤器的截面面积。

上述第2开口部的截面优选与上述过滤器的截面相似。

从上述空间部的上述第1开口部到上述第2开口部的体积，优选大于或等于包含有上述过滤器的空隙部体积和上述反应部空间体积之和的总体积。

上述反应部优选含有第 2 气孔。

### 附图说明

图 1 为涉及本发明一实施方式的传感器的分解透视图。

图 2 为涉及本发明一实施方式的传感器的透视图。

图 3 为涉及本发明一实施方式的传感器的 A-A 切面图。

图 4 为涉及本发明一实施方式的传感器的供给装置的示意图。

图 5 为涉及本发明一实施方式的传感器的供给装置的示意图。

图 6 为通过水平分离方式分离血液的过滤器的切面示意图。

图 7 为通过垂直分离方式分离血液的过滤器的切面示意图。

图 8 为通过复合分离方式分离血液的过滤器的切面示意图。

### 具体实施方式

为了解决上述问题，在本发明的传感器中，通过具有规定结构和功能的供给装置，将样品液供给至过滤部进行过滤，并将在上述过滤部被过滤的样品液供给至反应部，其中，此反应部含有与该样品液反应的试剂。

以下，对于本发明的一实施方式，参照附图进行详细的说明。本发明并不受如下所示的实施形态及各附图的任何限定。

#### 发明梗概：

在对本实施方式涉及的传感器各部分进行详细说明之前，使用图 1 所示的传感器 1 的分解透视图对此传感器 1 进行简要说明。如图 1 所示，传感器 1 配备有供给装置 2、过滤部 3 和反应部 4。此传感器 1 具有向过滤部 3 供给样品液的供给装置 2，此点与过去的传感器有很大区别。样品液并非直接供给至过滤部，而是经过供给装置 2 供给至过滤部 3。

此供给装置 2 采用毛细管构造，通过毛细管现象将样品液供给至过滤部 3。这里的“毛细管现象”是指当在液体中竖立很细的管路时，通过液体对管内表面的吸附力和表面张力的作用，管内液面相对于其它水平面升高或降低的现象。

通过此毛细管作用，样品液被迅速地供给至过滤部 3。此样品液的量，由于是通过供给装置 2 进行规定的，因此可以防止过剩的样

品液被供给至过滤部3。另外，在过滤部3中，样品液被供给的部分是通过供给装置2和过滤部3的位置关系来规定的，因此可以防止样品液被供给至过滤部3的不正确的地方。

由此，能够防止过滤部3的过滤机能下降。另外，到达反应部4的样品液被适当的过滤，与反应部4中的试剂进行恰当的反应，因此提高了传感器1的测定精度和同时重现性。

在这里，本实施方式中的传感器1，作为样品液可以使用例如血液（包括全血和血浆、血清等无细胞成分的任何情况）、组织液、皮肤渗出液、汗、泪、尿等生物体液体。另外，作为样品液中的被检物质，例如可以使用葡萄糖、胆固醇、乳酸等。

传感器1特别适用人体血液中的胆固醇、葡萄糖和乳酸的定量。这里，以人体血液中所含胆固醇的定量为例，对传感器1的构成做更具体的说明。

#### 传感器的构成：

如图1所示，在传感器1中，在其厚度方向上以供给装置2、过滤部3和反应部4的顺序进行层压。这里，使图中所示的Z方向作为传感器1的厚度方向。使X方向作为传感器1的长度方向，Y方向作为传感器1的宽度方向。另外，作为过滤方式采用垂直分离方式。

供给装置2是由第1盖子（毛细管盖）20、与过滤器连接的第2开口部231形成的第2盖子（过滤器盖）21以及两个隔板（毛细管隔板）22所构成。通过两个隔板（毛细管隔板）22，在第1盖子20和第2盖子21之间形成作为样品供给部的第1开口部230、气孔232、和含有第1开口部230及气孔232的空间部23。

为使供给至第1开口部230的样品液，通过毛细管现象能被吸引至第2开口部231，供给装置2采用适当形状，如下所述。

构成第1盖子20、第2盖子21和隔板22的材料，可以使用保存时及测定时具有足够刚性的材料。例如，聚乙烯、聚苯乙烯、聚氯乙烯、聚酰胺及饱和聚酯树脂等热塑性树脂，以及尿素树脂、蜜胺甲醛树脂、酚醛树脂、环氧树脂及不饱和聚酯树脂等热固性树脂。

另外，这些构成部件可以使用各不相同的部件，也可以由同一部件形成。例如，第1盖子20、第2盖子21和隔板22可以用同一

部件构成，并且可以作为整体形成。

通过在第2盖子21和由过滤器用连接孔400及第2气孔401所形成的反应部盖子40之间，配置过滤器隔板30及圆柱形过滤器31来形成过滤部3。为了直接支撑过滤器31，过滤器隔板30具有突起状的过滤器支撑部300。通过这个过滤器支撑部300及第2盖子21、反应部盖子40，过滤器31被支撑住。在过滤器31被支撑的情况下，在第2开口部231和连接孔400之间的空间中形成空隙部32，其中空隙部为环绕过滤器31一周的空间部分。

过滤器31的质地，可以使用玻璃、纸或者是聚酯的非织物纤维等。另外，过滤器31带有的孔的大小设计为使血细胞无法通过的程度。更具体地说，使得血液通过过滤器31的量达到其中的血浆仅充满整个样品液供给通路440，但是其中的血细胞不到达过滤器31的第二端部的程度，令血浆与血细胞的流阻具有差别，来设计上述孔的大小。过滤器隔板30和过滤器支撑部300同上述隔板22一样，也可以使用保存时及测定时具有足够刚性的材料。

反应部4是由反应部盖子40、基板43和反应部隔板44构成的。基板43配置有含有作用电极41及相反电极42的一对电极（电极系），在反应部盖子40和基板43之间，通过插入带有空隙部的反应部隔板44形成样品液供给通路440。即，样品液供给通路440是由反应部隔板44的空隙部和反应部盖子40的连接孔400所形成的空间。

在样品液供给通路440中配置试剂。试剂可以在电极系上或者其附近的位置作为试剂层进行配置。或者，也可以与构成作用电极41及相反电极42的导电性材料相混合，保持在电极内部。当在电极系上配置试剂层时，为了抑制此试剂层的脱落，优选形成与试剂层相接形式的亲水性高分子层。在本实施方式中，采用了如下所述的在电极系上配置试剂层的构造。

基板43、反应部隔板44及反应部盖子40是用聚对苯二甲酸乙二酯等绝缘性材料构成。例如，聚乙烯、聚苯乙烯、聚氯乙烯、聚酰胺及饱和聚酯树脂等热塑性树脂，以及尿素树脂、蜜胺甲醛树脂、酚醛树脂、环氧树脂及不饱和聚酯树脂等热固性树脂。

作用电极41及相反电极42是通过在基板43的表面上溅射钯等

导电性材料后，经激光修整后形成的。根据此图案形状和反应部隔板 44 所设的空隙部分，规定电极面积。作为作用电极 41 和相反电极 42，可以使用钯、金、铂、碳等常规使用的导电性材料。

以上各构成部件，按照图 1 的虚线所示位置关系重叠组合。这样重叠组合得到的传感器 1 的透视图如图 2 所示。另外，图 3 所示为传感器 1 的 A-A 切面图。图 1 中省略了试剂层 46。

如图 3 所示，在样品液供给通路 440 内配置了试剂层 46。试剂层 46 配备有第 1 试剂层 460，第 2 试剂层 461 和含有亲水性高分子的亲水性高分子层 462。另外，第 1 试剂层 460 含有氧化还原酶，在反应部盖子 40 的下侧形成。第 2 试剂层 461 含有电子传递体，在基板 43 的电极系上形成。形成亲水性高分子层 462，使得此第 2 试剂层 461 被覆盖。

第 1 试剂层 460 中含有的氧化还原酶，可以使用胆固醇氧化反应的催化酶、即胆固醇氧化酶或胆固醇脱氢酶，和使胆固醇酯向胆固醇转化反应的催化酶、即胆固醇酯酶等。由此，可以测定血浆中的总胆固醇值。

在这里，由于胆固醇酯酶的酶反应进行的非常缓慢，优选添加适当的表面活性剂。作为此表面活性剂，可以从 正辛烷- $\beta$ -D-硫葡萄糖甙，聚乙二醇单十二烷基醚、胆酸钠、十二烷基- $\beta$ -麦芽昔、蔗糖单月桂酸酯、脱氧胆酸钠、牛磺脱氧胆酸钠、N,N-双(3-D-葡萄糖酰胺基丙基)脱氧胆酰胺、聚氧乙烯(10)辛基苯基醚等中选择。

第 2 试剂层 461 中含有的电子传递体可以使用铁氰化钾、对苯醌、吩嗪硫酸甲酯、亚甲蓝、二茂铁衍生物等以及它们两种以上的组合。

形成亲水性高分子层 462 的亲水性高分子可以是羟乙基纤维素、羟丙基纤维素、甲基纤维素、乙基纤维素、乙基羟乙基纤维素、羧甲基纤维素、聚乙烯吡咯烷酮、聚乙烯醇、多聚赖氨酸等的聚氨基酸、聚苯乙烯磺酸、明胶及其衍生物、聚丙烯酸及其盐、聚甲基丙烯酸及其盐、淀粉及其衍生物、马来酸酐或者其盐的聚合物等。其中，优选羧甲基纤维素、羟乙基纤维素和羟丙基纤维素。

供给装置的详细形状：

利用图 4 对供给装置 2 的构造进行详细说明。图 4 所示为除掉第

1 盖子 20 后，从上按照箭头 Z 方向观察图 1~3 所示传感器 1 的供给装置 2 部分的观察图。也就是说，图 4 显示了第 2 盖子 21、两个隔板 22、第 2 开口部 231、从第 2 开口部 231 看得到的过滤器 31。

供给装置 2 具有隧道结构，该隧道结构由含有第 1 开口部 230 和第 2 开口部 231 的空间部 23 形成。第 1 开口部 230 和气孔 232 位于供给装置 2 的对侧。通过两个隔板 22、第 1 盖子 20 和第 2 盖子 21，在如图 4A 所示的区域上形成了发生毛细管现象的毛细管空间，在其下部为与过滤器相连的第 2 开口部 231。通过此构造，从第 1 开口部 230 供给至空间部 23 的样品液，沿着气孔 232 的方向被吸引，到达第 2 开口部 231 的上面。这里，第 2 开口部 231 的上面，如下所述，是通过第 2 开口部 231 和隔板 22 所规定的。

到达第 2 开口部 231 的样品液，通过第 2 开口部 231 被供给至过滤器 31 的第一端面。供给至第 1 开口部 230 的样品液沿着第 2 开口部 231 的方向被吸引、供给至过滤器 31 的活动，主要是由毛细管现象来支配。为了使样品液的吸引更加迅速并准确的进行，虽然是供给装置 2 只要具有在区域 A 中可具有发挥发生毛细管现象的构造即可，但是优选满足以下条件 (a) ~ (c)。

(a) 图 4 所示，供给装置 2 的空间部 23，从第 1 开口部 230 到区域 A 的方向上变窄。并且，供给装置 2 的空间部 23，从气孔 232 到区域 A 的方向上变窄。也就是说，为了使第 1 开口部 230 和气孔 232 到第 2 开口部 231 的空间部 23 变窄，优选将隔板 22 的形状设计成为缩颈形。第 1 开口部 230 的宽度 W1 及气孔 232 的宽度 W2，优选大于空间部 23 区域 A 的壁的最小宽度 W3。另外，第 2 开口部 231 的中心位置优选处于此壁的最小宽度处。由此，从第 1 开口部 230 被供给至空间部 23 的样品液被迅速的吸引至第 2 开口部 231。

(b) 从第 1 开口部 230 到第 2 开口部 231 上部中央部的距离 L1，优选大于或等于从气孔 232 到第 2 开口部 231 上部中央部的距离 L2。由此，从第 1 开口部 230 被供给至空间部 23 的样品液被迅速的吸引至第 2 开口部 231。

(c) 第 2 开口部 231 的最大直径  $\phi_1$ ，优选大于或等于空间部 23 区域 A 的壁最小宽度 W3。由第 2 开口部 231 和隔板 22 所规定的区域 A 位于第 2 开口部 231 的上面。通过这样的构造，能够使样品液

沿着区域 A 的壁侧面迅速被供给至第 2 开口部 231，防止样品液仅被供给至第 2 开口部 231 的外周部分。

第 2 开口部 231 的最大宽度  $\phi 1$ ，优选小于或等于第 2 开口部 231 中心到气孔 232 的距离 L2。因为不满足此条件时，通过毛细管现象进入第 2 开口部 231 的样品液，有从气孔 232 侧流到外部的危险。

并且，对于第 2 开口部 231 和过滤器 31，优选满足以下的条件 (d) 和 (e)。

(d) 第 2 开口部 231 的面积，优选小于或等于过滤器 31 的第一端面的横切面面积。并且，当将第 2 开口部 231 向过滤器 31 进行投影时，优选配置为使此投影部分（开口部分）包含在过滤器 31 中。在本实施方式中，第 2 开口部 231 的直径  $\phi 1$  是小于或等于过滤器 31 的直径  $\phi 2$  的。另外，配置第 2 开口部 231 和过滤器 31，使得第 2 开口部 231 的中心和过滤器 31 的中心在图 1~3 中所示的箭头 Z 方向上一致。通过这样的配置，样品液被准确地供给至过滤器 31 的第一端面。因此，能够防止样品液不通过过滤器 3、未经过滤就能到达反应部 4。

(e) 优选第 2 开口部 231 的形状和过滤器 31 的第一端面的切面形状相似。在本实施方式中，都是圆形。由此，能够使样品液被没有遗漏的供给至过滤器 31，充分利用过滤器 31 的过滤机能。

综合上述条件 (a) ~ (e)，通过供给装置 2 的毛细管现象的样品液的吸引及向过滤器 31 的供给，能够快速且准确地进行。优选将供给装置 2 设计为满足全部上述条件 (a) ~ (e)，但是也可以把供给装置 2 设计成为满足其中的任何一个条件。

例如，如图 5 所示，可以将供给装置 2 的隔板 22 做成长方体形，也可以将第 1 开口部 230 到气孔 232 的空间部分做成长方体形。此时，满足上述条件 (b) ~ (e)。

通过这样变换供给装置 2 的空间部分形状，能够规定供给至过滤器 31 的样品液的量。另外，此时第 1 开口部 230 到第 2 开口部 231 的空间部的体积优选大于或等于过滤器 31 的空隙部体积与反应部（样品液供给通路 440）的空间体积之和的总体积。

如上所述构成供给装置 2，能够规定供给至过滤器 31 的样品液的供给速度和供给量、在过滤器 31 的第一端面的滴下位置。由此，

能够充分利用过滤器 31 的过滤机能，能够迅速且准确地对血细胞进行过滤。

**测定操作：**

利用图 3 说明使用本发明涉及的传感器 1 测定血液中胆固醇的例子。使用者向第 1 开口部 230 滴入血液。第 1 开口部 230 位于传感器 1 的侧面。因此，例如在从指尖采血的情况下，只要将指尖接触到位于传感器 1 侧面的第 1 开口部 230 即可。另外，根据本发明，由于通过毛细管现象将样品液的血液供给至过滤器 31，因此没有必要一定要将传感器 1 保持在略水平位置。因此，与以往的将血液直接滴加至过滤部相比，在操作性上有所提高。

向第 1 开口部 230 滴加的血液，通过毛细管现象被吸引至供给装置 2 内部。在第 1 开口部 230 向气孔 232 方向（相对于基板大致水平的方向）上被吸引的血液，通过第 2 开口部 231，从过滤器 31 的第一端面向过滤器 31 的内侧渗透，在相对于基板 43 大致垂直的方向上被过滤。

在过滤器 31 内，血细胞的渗透速度要比作为液体成分的血浆的渗透速度慢，血细胞滞留在过滤器 31 的内部，血浆从过滤器的第二端面渗出。渗出的血浆，被供给至样品液供给通路 440。此血浆通过毛细管现象，在连接孔 400 到第 2 气孔 401 的方向上被吸引，一边溶解试剂层 46，一边注满样品液供给通路 440。此状态下血液的流动停止。

血浆和试剂发生下述化学反应。即，血浆中的胆固醇酯在第 1 试剂层 460 中含有的胆固醇酯酶的催化下，变为胆固醇。通过第 1 试剂层 460 所含有的表面活性剂，此反应迅速进行。之后，此胆固醇与血浆中最初含有的胆固醇，在第 1 试剂层 460 中含有的胆固醇氧化酶或者胆固醇脱氢酶的催化下，变化成胆甾烯酮。此时，第 2 试剂层 461 中含有的电子传递体被还原。例如作为电子传递体使用铁氰化钾时，此铁氰化钾被还原为亚铁氰化钾。

经过一定时间后，利用测定器在作用电极 41 和相反电极 42 之间施加电压，将此电子传递体进行电化学氧化。通过测定此时得到的电流值，能够对血液中的胆固醇进行定量。

按照上述方式设计供给装置 2，能够充分发挥过滤器 31 的过滤

机能，血液被迅速且准确地过滤，血细胞留在过滤器 31 中，仅有血浆被供给至样品液供给通路 440。也就是说，能够防止血细胞进入样品液供给通路 440。因此，能够防止第 1 试剂层 460 中含有的表面活性剂破坏血细胞、血细胞内的谷光苷肽等还原性物质对反应产生副作用。由此，提高测定精度和同时重现性。

#### 其它：

本发明涉及的传感器，并不是限定在上述实施方式中所示的传感器 1，只要具有通过供给装置将样品液供给至过滤部进行过滤、进而供给至反应部的结构即可，其中，反应部含有与在上述过滤部中被过滤的样品液相反应的试剂。下面，对于其他构成要件进行举例说明。

供给装置、过滤部、反应部的位置关系可以进行适当改变。例如，关于过滤方式，优选垂直分离方式，其具有以下优点，由于是利用重力进行过滤，过滤距离短可以迅速进行过滤；过滤器不进入样品液供给通路，因此过滤器对反应体系影响较小等。但是，通过改变供给装置、过滤部、反应部的位置关系，采用水平分离方式或者是复合分离方式等的过滤方式也是可以的。

供给装置的构造，只要是能够通过毛细管现象将样品液吸引至过滤部的构造即可。例如，可以将气孔不设在供给装置中，而设在过滤部中。

过滤部，只要具有过滤样品液的机能即可。在使用过滤器时，可以使用一个过滤器，也可以使用两个以上的过滤器。在不降低过滤机能的范围内，也可以适当设定过滤器的形状、质地。

对于反应部的试剂，根据测定对象物质，通过选择适当的氧化还原酶，除了胆固醇以外，也可测定血糖值、乳酸值等。例如，作为氧化还原酶，可以使用葡萄糖氧化酶、果糖脱氢酶、葡萄糖脱氢酶、醇氧化酶、乳酸氧化酶、胆固醇氧化酶、胆固醇酯酶、黄嘌呤氧化酶、及氨基酸氧化酶等。

在上述实施方式中，反应部的电极系显示为 2 电极方式，但是也可以加入参比电极形成 3 电极方式。一般来说，3 电极方式比 2 电极方式能够更准确的进行测定。并且，在反应部，不使用电化学方法，也可使用光学方法对测定物进行定量或者检查其存在与否。例如，

作为试剂，可以使用通过酶反应变色的色素。然后，对此色素颜色的变化进行光学测定，对测定物质的含有量进行定量。

### 工业实用性

在上述实施方式的说明中，样品液为血液，以测定对象物质是血浆中成分为例进行了阐述，但是本发明并不仅限于此。测定对象也并非限定于血液等体液成分。本发明涉及的传感器，例如可以适用于现场测定由于微生物、尸体、污泥等变混浊的湖沼水质的测定装置中。

例如，制作仅带有图1中供给装置2和过滤部3的传感器，只要在过滤部的隔板30底部设有粘合剂，就可以粘在现有的便携式测定器（例如，（株）堀场制作所制的B-211型等的pH计）的测定部上进行使用。此时，将混浊的湖沼水接触在上述供给装置以及过滤部，能够将上述水作为样品液进行吸引、过滤、并将过滤后的样品液供给至测定器的测定部分（电极等）。

根据本发明涉及的传感器，能够将适当量的样品液快速且简便地提供给过滤器。

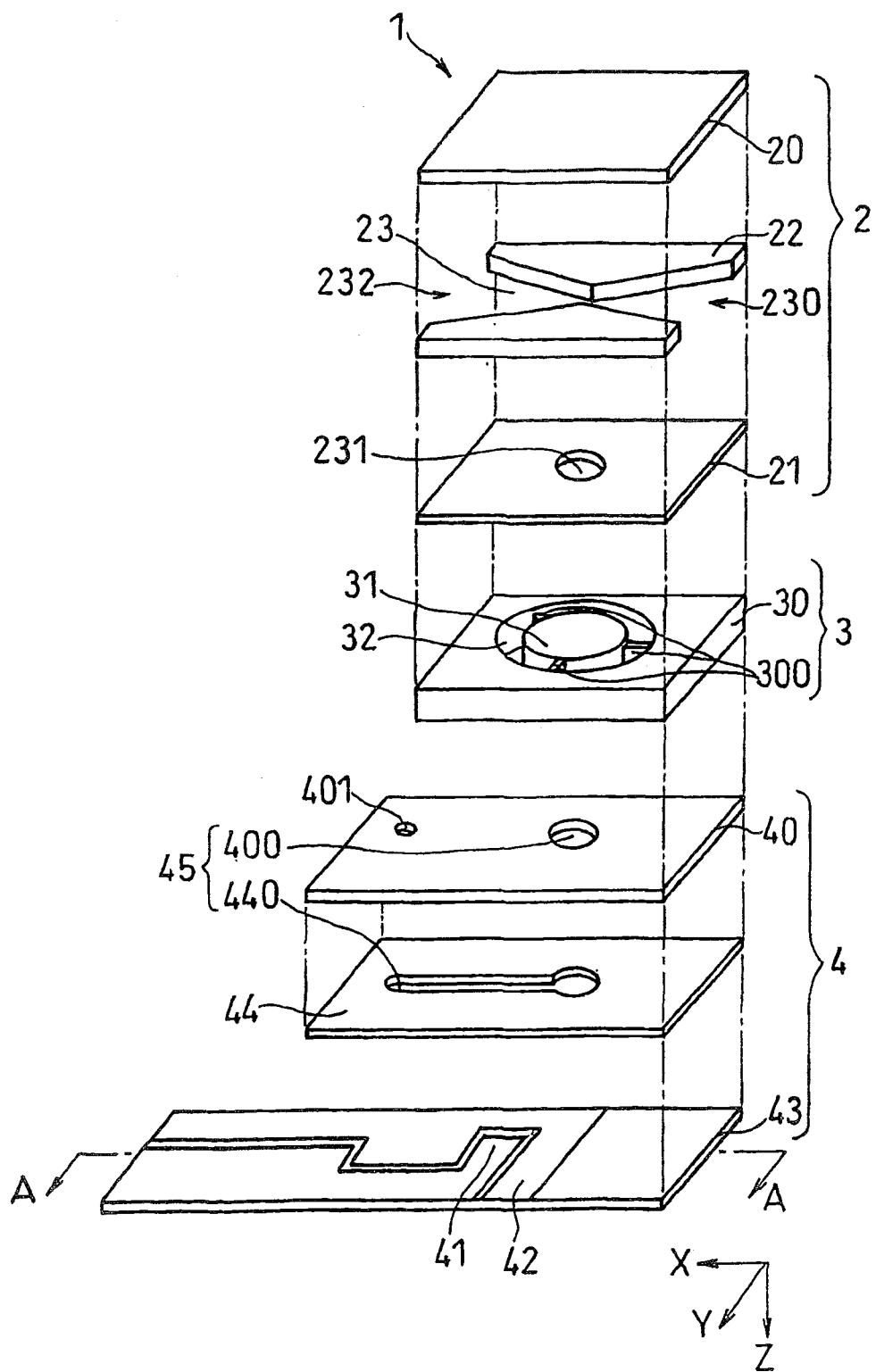


图 1

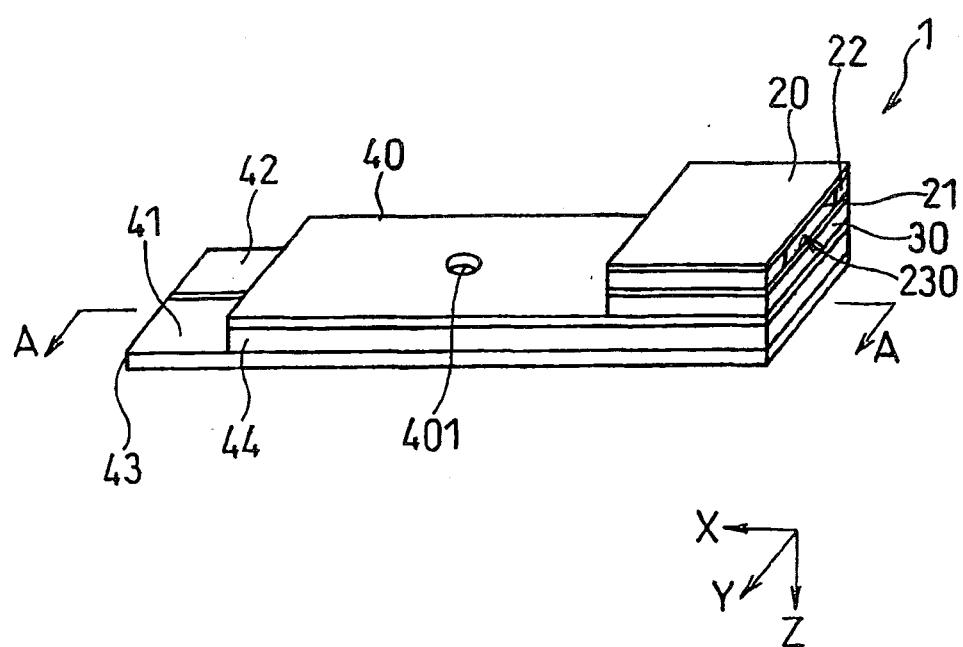


图 2

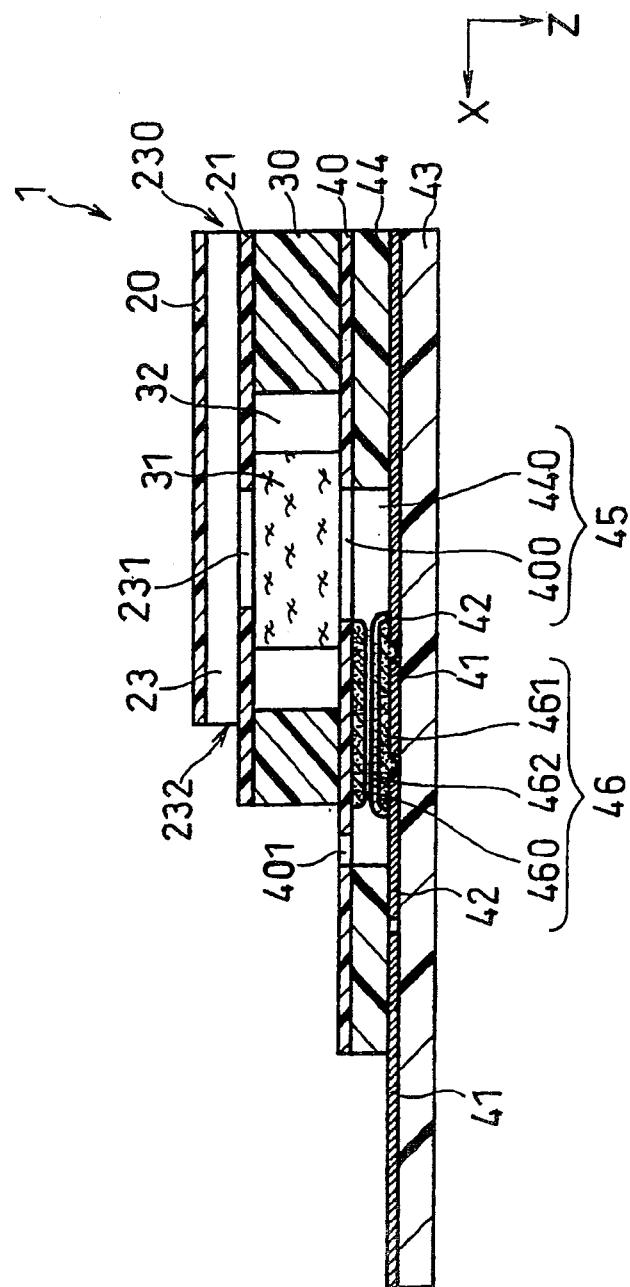


图 3

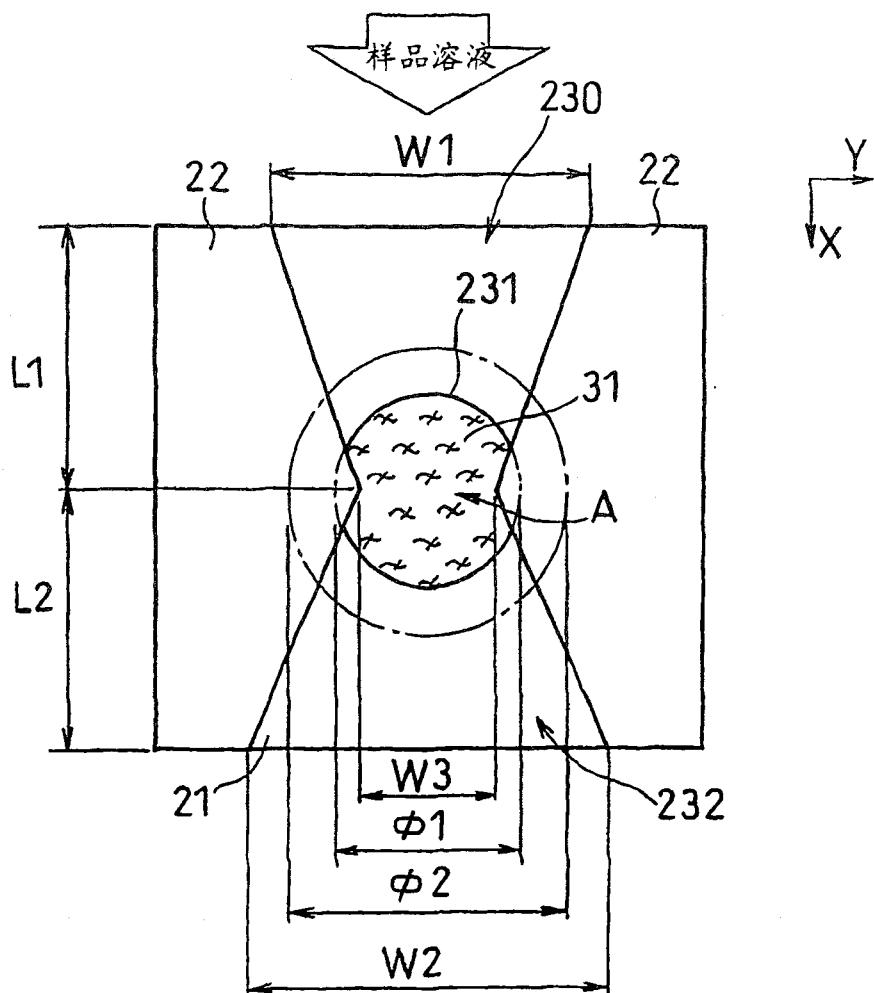


图 4

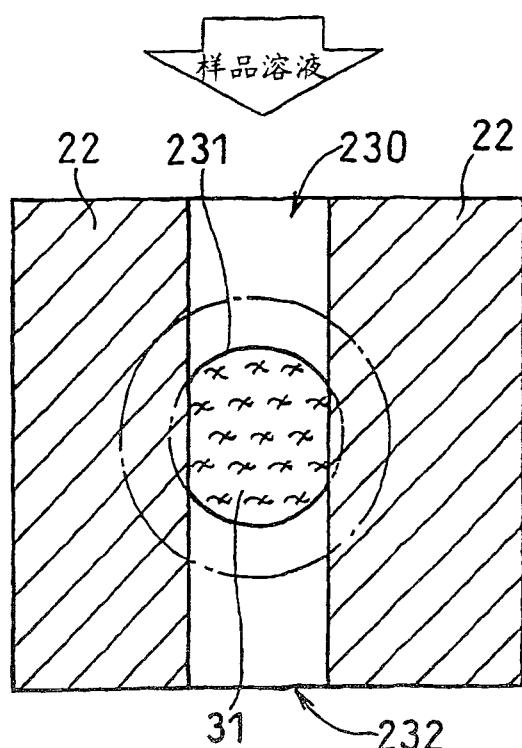


图 5

