

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710078840. X

[51] Int. Cl.  
G01N 33/558 (2006.01)  
G01N 33/53 (2006.01)  
G01N 27/416 (2006.01)

[43] 公开日 2008年8月20日

[11] 公开号 CN 101246165A

[22] 申请日 2007.2.16  
[21] 申请号 200710078840. X  
[71] 申请人 勤立生物科技股份有限公司  
地址 中国台湾台北市  
[72] 发明人 苏建雄 郑文菁 洪妙玲 吴太光

[74] 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司  
代理人 程伟

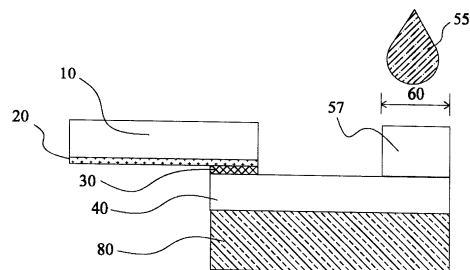
权利要求书 4 页 说明书 10 页 附图 3 页

## [54] 发明名称

电化学免疫检验试片及其制法

## [57] 摘要

本发明提出一种电化学免疫检验试片及其制法，其包含绝缘基板；网版印刷电极在绝缘基板上，其中网版印刷电极包括电极区与接头区；电化学活性前体物在电极区上；以及提供反应薄膜迭合于网版印刷电极的电极区上，其中反应薄膜的第一端有检体注入区。本发明利用免疫反应有效地克服电化学法检测的干扰性问题，提供快速检验试片定量之检测。



1.一种电化学免疫检验试片，其包含：

绝缘基板；

网版印刷电极，其设置在该绝缘基板上，其中该网版印刷电极包括电极区与接头区；

电化学活性前体物，其是修饰在该电极区上；以及

反应薄膜，其第二端是迭合在该网版印刷电极的该电极区上，其中有被检测标的物的结合物被固定于该反应薄膜；

该反应薄膜的第一端有检体注入区，其有被检测标的物/酶结合物被固定于该检体注入区；

该检体注入区是用以注入检体液，其中该检体液包含待测的被检测标的物，且该检体液将该被检测标的物/酶结合物溶解并朝向该反应薄膜的第二端方向前进；

而该被检测标的物与该被检测标的物/酶结合物与该被检测标的物的结合物进行免疫反应；以及

剩余的该被检测标的物/酶结合物会转移到电极表面催化该电极表面的该电化学活性前体物生成电化学活性物质。

2.一种电化学免疫检验试片，其包含：

绝缘基板；

网版印刷电极，其设置在该绝缘基板上，其中该网版印刷电极包括电极区与接头区；

电化学活性前体物，其是修饰于该电极区上；以及

反应薄膜，其第二端是迭合在该网版印刷电极的该电极区上，其中有被检测标的物的结合物与被检测标的物/酶结合物所形成的复合物是通过该被检测标的物的结合物侧被固定于该反应薄膜；

该反应薄膜的第一端有检体注入区；

该检体注入区是用以注入检体液,其中该检体液含待测的被检测标的物,且该检体液是朝向该反应薄膜的第二端方向前进;

该被检测标的物与被检测标的物/酶结合物与该被检测标的物的结合物所形成的复合物进行免疫取代反应; 以及

反应后未结合的该被检测标的物/酶结合物会转移到电极表面催化该电极表面的该电化学活性前体物反应产生电化学活性物质。

3.如权利要求 1 或 2 所述的电化学免疫检验试片,其中,该被检测标的物为抗原。

4.如权利要求 1 或 2 所述的电化学免疫检验试片,其中,该被检测标的物的结合物为该抗原的抗体。

5.如权利要求 1 或 2 所述的电化学免疫检验试片,其中,该被检测标的物为抗体。

6.如权利要求 1 或 2 所述的电化学免疫检验试片,其中,该被检测标的物的结合物为该抗体的抗原。

7.如权利要求 1 或 2 所述的电化学免疫检验试片,其中,该被检测标的物/酶结合物为该被检测标的物与该电化学活性前体物的催化酶的结合物。

8.如权利要求 1 或 2 所述的电化学免疫检验试片,其中,该电化学活性前体物为对氨基苯酚半乳糖吡喃甙。

9.如权利要求 1 或 2 所述的电化学免疫检验试片,其中,该催化酶为 $\beta$ -半乳糖苷酶。

10.一种电化学免疫检验试片的制作方法,其包含下列步骤:

提供绝缘基板;

形成网版印刷电极于该绝缘基板上，其中该网版印刷电极包括电极区与接头区；

形成电化学活性前体物于该电极区上；以及

提供反应薄膜，其第二端迭合于该网版印刷电极的该电极区上，其中该反应薄膜的第一端有检体注入区。

11.如权利要求 10 所述的制作方法，其进一步包含下列步骤：

提供被检测标的物的结合物，其被固定于该反应薄膜；以及

提供被检测标的物/酶结合物，其被固定于该检体注入区，其中

该检体注入区是用以注入检体液，其中该检体液包含待测的被检测标的物，且该检体液将该被检测标的物/酶结合物溶解并朝向该反应薄膜的第二端方向前进；

而该被检测标的物与该被检测标的物/酶结合物是与该被检测标的物的结合物进行免疫反应；以及

剩余的该被检测标的物/酶结合物会转移到电极表面催化该电极表面的该电化学活性前体物生成电化学活性物质。

12.如权利要求 10 所述的制作方法，其进一步包含下列步骤：

提供被检测标的物的结合物与被检测标的物/酶结合物所形成的复合物，其中该复合物是通过该被检测标的物的结合物侧被固定于该反应薄膜，其中该检体注入区是用以注入检体液，其中该检体液是包含待测的被检测标的物，且该检体液系朝向该反应薄膜的第二端方向前进；

该被检测标的物与该被检测标的物/酶结合物与该被检测标的物的结合物所形成的复合物进行免疫取代反应；以及

反应后未结合的该被检测标的物/酶结合物会转移到电极表面催化该电极表面的该电化学活性前体物反应产生电化学活性物质。

13.如权利要求 11 或 12 所述的制作方法，其中，该被检测标的物为抗原。

14.如权利要求 13 所述的制作方法，其中，该被检测标的物的结合物为该抗原的抗体。

15.如权利要求 11 或 12 所述的制作方法，其中，该被检测标的物为抗体。

16.如权利要求 15 所述的制作方法，其中，该被检测标的物的结合物为该抗体的抗原。

17.如权利要求 11 或 12 所述的制作方法，其中，该被检测标的物/酶结合物为该被检测标的物与该电化学活性前体物的催化酶的结合物。

18.如权利要求 11 或 12 所述的制作方法，其中，该电化学活性前体物为对氨基苯酚半乳糖吡喃甙。

19.如权利要求 18 所述的制作方法，其中，该催化酶为半乳糖苷酶。

## 电化学免疫检验试片及其制法

### 技术领域

本发明涉及一种生物科技检验技术，特别是涉及一种电化学免疫检验试片及其制法。

### 背景技术

检验技术的发展不断的被突破，检验技术的敏感性、方便性以及价格性，各方面均为是否能被使用者接受的重要指标。检验中心或医疗院所使用的仪器，多样自动化检测的要求，使仪器走向庞大且昂贵的设计。检验的需求逐渐扩展到家用、定点看护检测、就地检测的市场。但其发展遭受到检验仪器设计及探测技术的限制。目前使用于自动化检验仪上的技术，少有成功于携带式检测仪的例子。

目前各项免疫快速检验试片大多属于定性的检测，如验孕检验片仅提供是或否的答案而且无法保存测试结果，国内外目前都以发展一套呈色判读仪来解决这个问题。但是由于原本试片设计受到定性检测 cutoff 值的限制在敏感度上大打折扣。

电化学检测技术十分简易，仪器设计亦非常适于家用或定点检测携带式小型仪器或生物感测器之应用。但其缺点为检测敏感度较差。电化学法检测的共同问题在于干扰性，尤其是运用到体液的检测，除了检测类似物外其余体液中的生物、化学物质对电化学检测都有相当程度的干扰。电化学检测困难点在于检测电位下遭到检体内部生化成份的干扰；例如：尿酸、维他命 C 等在体液内往往存在相当的浓度，而常会带来影响严重的干扰。

有鉴于此，本发明是针对上述问题，提出一种电化学免疫检验试片及其制法，结合免疫反应有效克服电化学法检测的干扰性问题。

## 发明内容

本发明的一个目的，是提供一种电化学免疫检验试片及其制法，其是利用免疫反应有效地克服电化学法检测的干扰性问题，提高检测灵敏度。

本发明的另一个目的，是提供一种电化学免疫检验试片及其制法，其可提供单步骤快速检验试片与定量的检测。

本发明的另一个目的，是提供一种电化学免疫检验试片及其制法，是结合生物技术与电子制造技术，生产低成本而简易方便的生物科技检验试片。

根据本发明的实施例，其包括：绝缘基板；网版印刷电极，其是设置在绝缘基板上，其中网版印刷电极包括电极区与接头区；电化学活性前体物，其为修饰在电极区上；以及反应薄膜，此反应薄膜的第二端是迭合于网版印刷电极的电极区上。其中，有被检测标的物的结合物被固定于反应薄膜；反应薄膜的第一端有检体注入区，其有被检测标的物/酶结合物被固定于检体注入区；检体注入区是用以注入检体液，其中检体液是含带测的被检测标的物，且检体液是将被检测标的物/酶结合物溶解并朝向反应薄膜的该第二端方向前进；而被检测标的物与被检测标的物/酶结合物是与被检测标的物的结合物进行免疫反应；以及剩余的被检测标的物/酶结合物会被传送到电极区并催化电极表面的电化学活性前体物生成电化学活性物质。

根据本发明的又一个实施例，其包括：绝缘基板；网版印刷电极，其设置在绝缘基板上，其中网版印刷电极包括电极区与接头区；电化学活性前体物，其是修饰在电极区上；以及反应薄膜，此反应薄膜的第二端其是迭合在网版印刷电极的电极区上。其中，有被检测标的物的结合物与被检测标的物/酶结合物所形成的复合物通过被检测标的物的结合物侧被固定于该反应薄膜；反应薄膜的第一端有检体注入区；

检体注入区用以注入检体液，其中检体液是含待测的被检测标的物，且检体液是朝向反应薄膜的该第二端方向前进；被检测标的物是与被检测标的物/酶结合物与被检测标的物的结合物所形成的复合物进行免疫取代反应；以及反应后未键结的被检测标的物/酶结合物会被传送到电极区并催化电极表面的电化学生活性前体物反应产生电化学生活性物质。本免疫取代反应在被检测标的物或被检测标的物的结合物为小分子时更为明显。

另外，本发明提供的步骤包括：提供绝缘基板；形成网版印刷电极在绝缘基板上，其中网版印刷电极包括电极区与接头区；形成电化学生活性前体物在电极区上；以及提供反应薄膜，此反应薄膜的第二端迭合于网版印刷电极的电极区上，其中反应薄膜的第一端含有检体注入区。

下文通过具体实施例配合所附的图式详加说明，当更容易了解本发明的目的、技术内容、特点及其所达成的功效。

#### 附图说明

图 1A 为本发明电化学生免疫检验试片的一个优选实施例的结构剖面示意图。

图 1B 为图 1A 的局部放大示意图。

图 2 为本发明电化学生免疫检验试片的又一个实施例的结构剖面示意图。

图 3 与图 4 为本发明电化学生免疫检验试片的免疫反应的结构剖面示意图。

图 5 为本发明电化学生免疫检验试片的再一个实施例的结构剖面示意图。

图 6 为本发明电化学生免疫检验试片的另一个实施例的结构剖面示意图。

#### 主要元件符号说明

10 绝缘基板

20	网版印刷电极
30	电化学前体物
40	反应薄膜
52	被检测标的物的结合物
54	被检测标的物
55	检体液
56	被检测标的物/酶结合物
57	薄膜
60	检体注入区
80	支撑板

### 具体实施方式

本发明提供一种电化学免疫检验试片及其制法，提供快速而且定量用的电化学式免疫检验试片，结合免疫反应有效克服电化学法检测的干扰性问题。

请参阅图 1A，本发明电化学免疫检验试片的优选实施例的结构剖面示意图。绝缘基板 10 上设置网板印刷电极 20 于其上。此网板印刷电极 20 分为电极区与接头区。其中，电极区上是修饰电化学前体物 30。反应膜 40 迭合在网板印刷电极 20 的电极区，此反应薄膜 40 由滤纸、不织布、纤维膜、或高分子材料其中之一所构成。其中，被检测标的物的结合物 52 被固定在反应薄膜 40 的一个表面上。反应薄膜 40 的第一端有检体注入区 60，且有一层薄膜 57 为被检测标的物/酶结合物 56 被固定于检体注入区 60 的反应薄膜 40 上。参照图 1B，此被检测标的物/酶结合物 56 为被检测标的物 54 与电化学活性前体物 30 的催化酶 58 的结合物。电化学活性前体物 30 为 PAPG (para-aminophenyl  $\beta$ -D-galactopyranoside)，对氨基苯酚半乳糖吡喃甙，而催化酶 58 为  $\beta$ -galactosidase ( $\beta$ -半乳糖苷酶)。检体液 55 会由检体注入区 60 注入吸收进入反应薄膜 40，其中检体液 55 含带测的被检测标的物 54。

请参阅图 2，本发明电化学免疫检验试片的又一个优选实施例的结构剖面示意图。与图 1A 所示实施例不同之处，在于被检测标的物的结

合物 52 与被检测标的物/酶结合物 56 亦可同时被固定在该反应薄膜内，其中该被检测标的物的结合物 52 与被检测标的物/酶结合物 56 会互相键结。

于本发明电化学免疫检验试片中，当被检测标的物为抗原 (antigen) 时，被检测标的物的结合物则为抗体 (antibody)。又，当被检测标的物为抗体 (antibody) 时，被检测标的物的结合物则为抗原 (antigen)。被检测标的物可以是蛋白质，例如抗体、癌症因子或激素等巨型分子；也可以是小分子例如化学药品、管制药品或抗生素，例如氟硝西洋 (FM2, Flunitrazepam) 或磺胺药(磺胺二甲嘧啶, SMT)。另，当小分子被检测标的物为生物素 (biotin) 时，被检测标的物的结合物则为抗生物素蛋白 (avidin)。抗体与抗原的结合具有高度的专一性，故可有效去除检体液中的检测相似物干扰检测。而生物素与抗生物素蛋白的亲合力更是远高于抗体与抗原。生物素为维生素 H。

磺胺药具有抗菌、驱虫及促进动物生长的作用，如果食用具有磺胺药残留于体内的动物肉品对人类健康会有相当严重的影响。本检验试片可以用来大量筛选血清中磺胺药的浓度。氟硝西洋，又称 FM2，其学名为 Flunitrazepam，是属于苯二氮卓类药物类的一种。此种药物为抗焦虑药物，超量使用易上瘾，更甚者 FM2 近年来被歹徒常用来作为强奸犯罪的工具，受害者误饮含此药物的饮料而造成失去意识、昏睡，甚至严重失去记忆，因此在管制方面则愈驱严谨。又，维生素 H 是一种水溶性维他命，参与许多种碳酸酐酶 (carboxylase) 的反应；当其位于血浆或尿液中浓度不足时，可能显示着生物素酶缺乏症 (Multiple carboxylase deficiency)，其为一种罕见疾病。

当被检测标的物为氟硝西洋 (FM2, Flunitrazepam) 或磺胺二甲嘧啶(SMT)时，被检测标的物的结合物为氟硝西洋或磺胺二甲嘧啶的抗体，被检测标的物/酶结合物则是氟硝西洋或磺胺二甲嘧啶/ $\beta$ -半乳糖苷酶结合物。免疫反应后，剩余自由的被检测标的物/ $\beta$ -半乳糖苷酶结合

物会催化修饰于网版印刷电极上电极区的电化学生活性前体物 PAPG 而生成电化学生活性物质，供其后以电化学生检测。又，当检体为生物素（维生素 H）时，其结合物为抗生物素蛋白，被检测标的物/酶结合物则是维生素 H/ $\beta$ -半乳糖苷酶结合物。免疫反应后，剩余自由的维生素 H/ $\beta$ -半乳糖苷酶结合物会催化修饰于网版印刷电极上电极区的电化学生活性前体物 PAPG 而生成电化学生活性物质，供其后以电化学生检测。又如图 1 所示当被检测标的物为人类抗体时，例如人类免疫球蛋白 (human-IgG) 时，被检测标的物的结合物可能为鼠源或其他动物源抗人类免疫球蛋白抗体(mouse-anti-human-IgG-antibody)。被检测标的物/酶结合物则是人类免疫球蛋白/ $\beta$ -半乳糖苷酶结合物。免疫反应后，剩余自由的人类免疫球蛋白/ $\beta$ -半乳糖苷酶结合物会催化修饰于网版印刷电极上电极区的电化学生活性前体物 PAPG 而生成电化学生活性物质，供其后以电化学生检测。

在本发明图示中，图示的大小比例仅供清楚详细的说明本发明实施例，不应因此为限。又，在图 1A 中，被检测标的物的结合物 52 是分布并固定于反应薄膜 40 的表面，于此，本领域技术人员应可轻易得知，被检测标的物的结合物 52 亦可以均匀分布的方式混合并固定于反应薄膜 40 内（图内未示）。同理之，在图 2 中，被检测标的物的结合物 52 与被检测标的物/酶结合物 56 所形成的复合物是分布于反应薄膜 40 的表面，于此，本领域技术人员应可轻易得知，被检测标的物的结合物 52 与被检测标的物/酶结合物 56 所形成的复合物亦可以均匀分布的方式混合并通过被检测标的物的结合物固定于反应薄膜 40 内。

依据图 1A 说明，请参阅图 3，检体液 55 注入检体注入区 60 后，会溶解其上的被检测标的物/酶结合物 56 并吸入反应薄膜 40 内朝向反应薄膜 40 的第二端前进。吸入反应薄膜 40 内被检测标的物 54 与被检测标的物/酶结合物 56 会与反应薄膜 40 内的被检测标的物的结合物 52 进行免疫反应，为免疫竞争反应。因为亲合力的原因，被检测标的物 54 与被检测标的物/酶结合物 56 会相互竞争与被检测标的物的结合物 52 结合。因此，当被检测标的物为小分子时，由于被检测标

的物/酶结合物 56 为被检测标的物 54 与催化酶 58 的结合物,故其被检测标的物/酶结合物 56 整体的分子量与结构都远大于被检测标的物 54。因此,当被检测标的物为小分子时,被检测标的物的结合物 52 会优先与被检测标的物 54 结合,次之与被检测标的物/酶结合物 56,故被检测标的物/酶结合物 56 会剩余下来。当检体 55 内被检测标的物含量更高时,被检测标的物的结合物 52 会与被检测标的物 54 结合,仅与极少部分小分子/酶结合物 56 结合。因此,剩余下来的小分子/酶结合物 56 会提高。当被检测标的物为巨型分子时,被检测标的物/酶结合物 56 整体的分子量可能相近似或略大于被检测标的物 54。因此与被检测标的物的结合物结合机率在于数量的多寡。

接续上述说明,参阅图 4,反应后剩余自由的被检测标的物/酶结合物 56 会催化电极区表面的电化学前体物 30 生成电化学生活性物质 32。被检测标的物/酶结合物 56 中催化酶 58 会催化电化学前体物 30 生成电化学生活性物质 32。当被检测标的物 54 含量越高,剩余被检测标的物/酶结合物 56 越多,生成的电化学生活性物质 32 就越多,之后电化学反应就越强。而当被检测标的物 54 含量低,剩余被检测标的物/酶结合物 56 减少,生成的电化学生活性物质 32 就降低,之后电化学反应就减弱。

依据图 2 说明,请参阅图 3,检体液 55 注入检体注入区 60 后会吸入反应薄膜 40 内朝向反应薄膜 40 的第二端前进。吸入反应薄膜 40 内被检测标的物 54 与被检测标的物/酶结合物 56 与被检测标的物的结合物 52 所形成的复合物进行免疫反应,为免疫取代反应尤其适用于当被检测标的物 54 为小分子时。因为亲合力的原因,被检测标的物检体 54 会取代被检测标的物/酶结合物 56 与被检测标的物的结合物 52 结合键结。由于被检测标的物/酶结合物 56 为小分子被检测标的物 54 与催化酶 58 的结合物,故其小分子被检测标的物/酶结合物 56 整体的分子量与结构都远大于小分子被检测标的物 54。因此,小分子被检测标的物的结合物 52 与小分子被检测标的物 54 亲合力高于被检测标的物的结合物 52 与小分子被检测标的物/酶结合物 56。故被检测标的

物/酶结合物 56 会被取代下来。当被检测标的物 54 含量更高时，大部分的被检测标的物/酶结合物 56 会被取代出来。

接续上述说明，参阅图 4，反应后被取代出的被检测标的物/酶结合物 56 会催化电极区表面的电化学前体物 30 生成电化学生活性物质 32。被检测标的物/酶结合物 56 中催化酶 58 会催化电化学前体物 30 生成电化学生活性物质 32。当被检测标的物 54 含量越高，被取代出来的被检测标的物/酶结合物 56 越多，生成的电化学生活性物质 32 就越多，之后电化学反应就越强。而当被检测标的物 54 含量低，被取代出来的被检测标的物/酶结合物 56 减少，生成的电化学生活性物质 32 就降低，之后电化学反应就减弱。

本发明电化学生免疫检验试片制法的优选实施例将于后说明，相同说明部分，于此将不再赘言。

参阅图 5，本发明提供的步骤包括：提供绝缘基板 10；形成网版印刷电极 20 于绝缘基板 10 上，其中网版印刷电极 20 包括电极区与接头区；形成电化学生活性前体物 30 于电极区上；以及提供反应薄膜 40，其中反应薄膜 40 的第二端迭合在网版印刷电极 20 的电极区上，且反应薄膜 40 的第一端有检体注入区 60。

另外，请参阅图 1A，本发明电化学生免疫检验试片制法的优选实施例除上所述更包含下列步骤：提供被检测标的物的结合物 52，其是被固定在反应薄膜 40；以及提供被检测标的物/酶结合物 56，其是被固定于检体注入区 60。其中，检体注入区 60 是用以注入检体液 55，其中检体液 55 含待测的被检测标的物 54，且检体液 55 是将被检测标的物/酶结合物 56 溶解并朝向反应薄膜 40 的第二端方向前进；而被检测标的物 54 与该被检测标的物/酶结合物 56 与被检测标的物的结合物 52 进行免疫反应；以及剩余的被检测标的物/酶结合物 56 会经由毛细原理传送到电极表面，催化电极区的电化学生活性前体物 30 生成电化学生活性物质 32，如图 4 所示。

再者，请参阅图 2，本发明电化学免疫检验试片制法尤其适合当被检测标的物 54 为小分子时的又一个优选实施例除上所述更包含下列步骤：提供被检测标的物的结合物 52 与被检测标的物/酶结合物 56 所形成的复合物(complex)，是通过被检测标的物的结合物 52 侧被固定于反应薄膜。检体注入区 60 是用以注入检体液 55，其中检体液 55 含待测的被检测标的物 54，且检体液 55 是朝向反应薄膜 40 的第二端方向前进；被检测标的物 54 会与结合物 52 侧被固定于反应薄膜的复合物进行免疫取代反应；以及反应后未键结的被检测标的物/酶结合物 56 会催化电极表面的电化学活性前体物 30 反应产生电化学活性物质 32，如图 4 所示。

将网版印刷电极制作于绝缘基板上的技术为常见的电子制造技术。反应薄膜的制备是可以将被检测标的物的结合物或是通过复合物（被检测标的物的结合物与被检测标的物/酶结合物所形成的复合物）分被检测标的物的结合物侧进行固定化步骤，固定于反应薄膜的表面或是于制作薄膜时将其均匀混合于其内。将反应薄膜的一端迭合于修饰了电化学活性前体物的电极区上是可使用一般的贴合粘着技术。

参阅图 5，电化学免疫检验试片的网版印刷电极 20 的接头区是可与小型仪器连接，通过电化学检验程式得到待测的被检测标的物的含量。电化学检测程式可以是循环伏安法（CV, cyclic voltammetry）、线性扫描法（LSV, linear stripping voltammetry）、方波伏安法（SWV, square wave voltammetry）、计时电量测定法（CC, chronocoulometry）。

参阅图 6，本发明电化学免疫检验试片的另一个实施例的结构剖面示意图。于本实施例中，反应薄膜 40 与支撑板 80 贴合以增加其结构支撑力，反应薄膜 40 的第二端迭合于网版印刷电极 20 的电极区上，且反应薄膜 40 的第一端有检体注入区 60。于本发明图示中，图示的大小长宽比例仅供清楚详细的说明本发明实施例，不应因此为限。例

如，网版印刷电极 20 与电化学前体物 30 的实际厚度远小于绝缘基板 10 与反应薄膜 40。

综合上述，本发明电化学免疫检验试片是利用免疫反应有效地克服电化学法检测的干扰性问题，提高检测灵敏度。另外，本发明可提供单步骤快速检验试片与定量的检测，又，更结合生物技术与电子制造技术生产低成本而简易方便的生物科技检验试片。

以上所述是通过实施例说明本发明的特点，其目的在使本领域技术人员能了解本发明的内容并据以实施，而非限定本发明的权利范围，故，凡其他未脱离本发明所揭示的精神所完成的等效修饰或修改，仍应包含在以下所述的权利要求范围中。

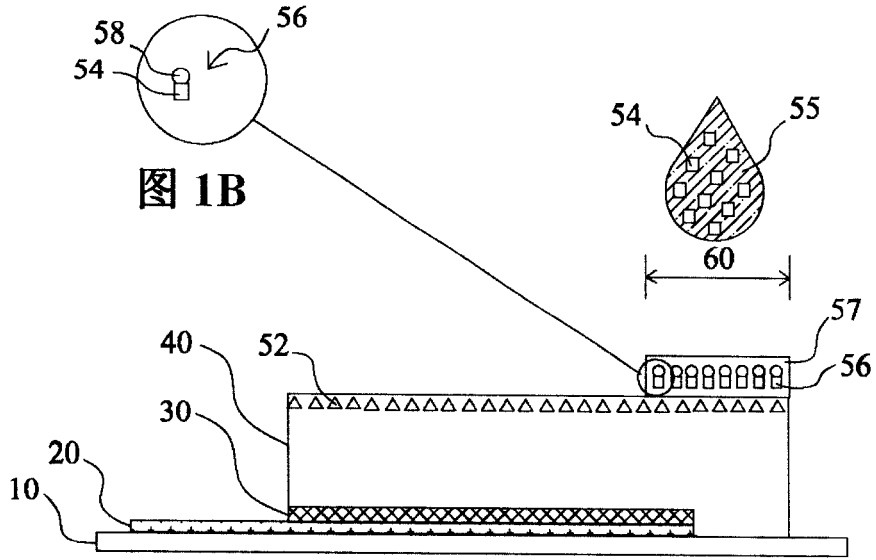


图 1B

图 1A

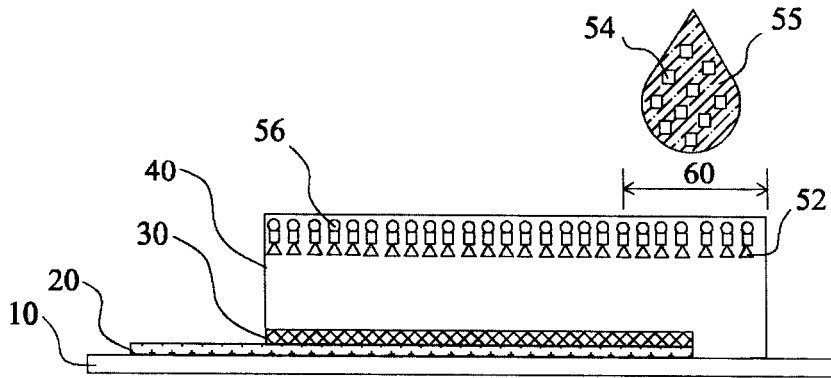


图 2

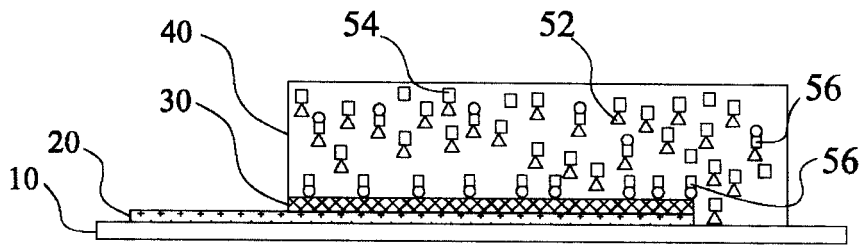


图 3

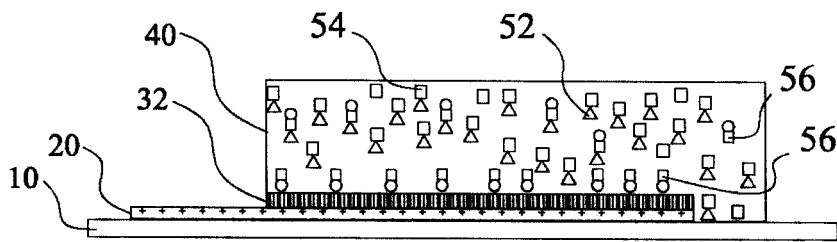


图 4

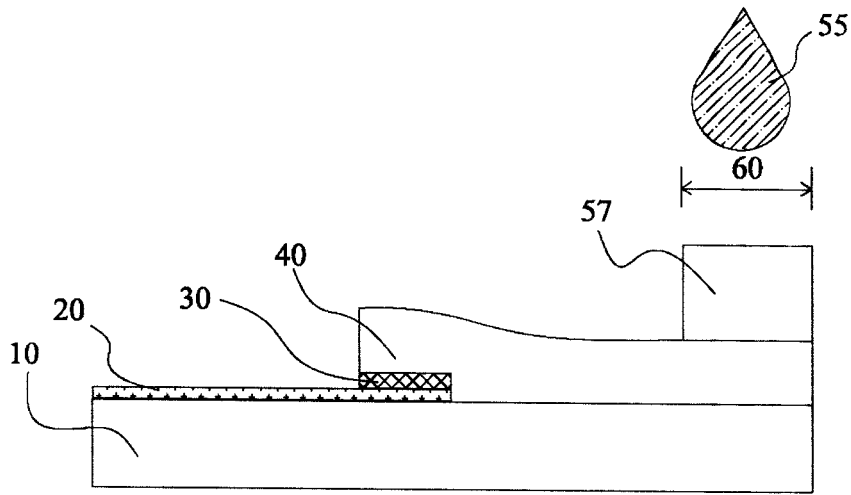


图 5

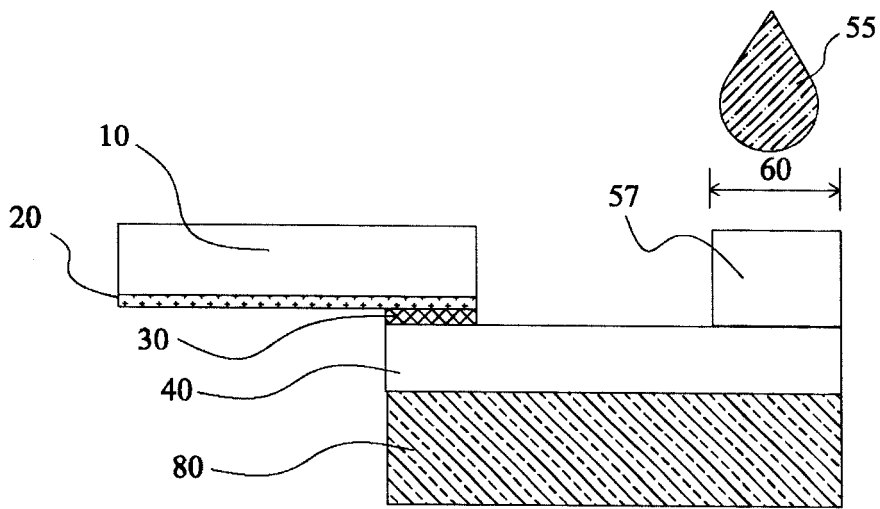


图 6

专利名称(译)	电化学免疫检验试片及其制法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101246165A</a>	公开(公告)日	2008-08-20
申请号	CN200710078840.X	申请日	2007-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	勤立生物科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	勤立生物科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	勤立生物科技股份有限公司		
[标]发明人	苏建雄 郑文菁 洪妙玲 吴太光		
发明人	苏建雄 郑文菁 洪妙玲 吴太光		
IPC分类号	G01N33/558 G01N33/53 G01N27/416		
代理人(译)	程伟		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提出一种电化学免疫检验试片及其制法，其包含绝缘基板；网版印刷电极在绝缘基板上，其中网版印刷电极包括电极区与接头区；电化学活性前体物在电极区上；以及提供反应薄膜适合于网版印刷电极的电极区上，其中反应薄膜的第一端有检体注入区。本发明利用免疫反应有效地克服电化学法检测的干扰性问题，提供快速检验试片定量之检测。

