



(21) 申請案號：104108305

(22) 申請日：中華民國 104 (2015) 年 03 月 16 日

(51) Int. Cl. : **G01N33/543 (2006.01)**(71) 申請人：國立交通大學 (中華民國) NATIONAL CHIAO TUNG UNIVERSITY (TW)
新竹市大學路 1001 號

(72) 發明人：徐文祥 HSU, WEN SYANG (TW)；黃正艷 HUANG, CHENG YEH (TW)；蔡泊諺 TSAI, PO YEN (TW)；施博懷 SHIH, PO HUAI (TW)；范士岡 FAN, SHIH KANG (TW)；饒達仁 YAO, DA JENG (TW)；劉承賢 LIU, CHENG HSIEN (TW)；黃泓淵 HUANG, HONG YUAN (TW)

(74) 代理人：葉璟宗；詹東穎；劉亞君

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：19 項 圖式數：6 共 43 頁

(54) 名稱

磁珠式數位微流體免疫分析裝置與其方法

MAGNETIC BEAD-BASED DIGITAL MICROFLUIDIC IMMUNOANALYSIS DEVICE AND METHOD THEREOF

(57) 摘要

一種磁珠式數位微流體免疫分析裝置與其方法，包括一下板、配置於下板的上方的一上板、配置於上板與下板之間的一分隔結構、以及配置於上板或下板上的一磁鐵。下板包括一第一電極層，其包括尺寸不一致的多個通道電極。含有少數磁珠的一液滴配置於下板上，並對應於通道電極。磁鐵以藉由一磁力吸引磁珠趨向通道電極中尺寸較小者，而當一電壓施加於第一電極層時，液滴藉由一雙向介電濕潤力切割成含有磁珠的一檢測部分與不含磁珠的一廢液部分分別對應於通道電極中尺寸較小者與較大者。

A magnetic bead-based digital microfluidic immunoanalysis device and a method thereof are provided, which includes a lower plate, an upper plate disposed above the lower plate, a separating structure therebetween and a magnet disposed on the upper plate or the lower plate. The lower plate includes a first electrode layer including a plurality of channel electrodes with different sizes. A droplet with few magnetic beads is disposed on the lower plate and corresponding to the channel electrodes. The magnet attracts the magnetic beads to approach to the smaller one of the channel electrodes through a magnetic force, and when a voltage is applied to the first electrode layer, the droplet is divided to a detection portion with the magnetic beads and a waste-liquid portion without the magnetic beads respectively corresponding to the smaller one and the larger one of the channel electrodes through a dual-direction electrowetting-on-dielectric force.

指定代表圖：

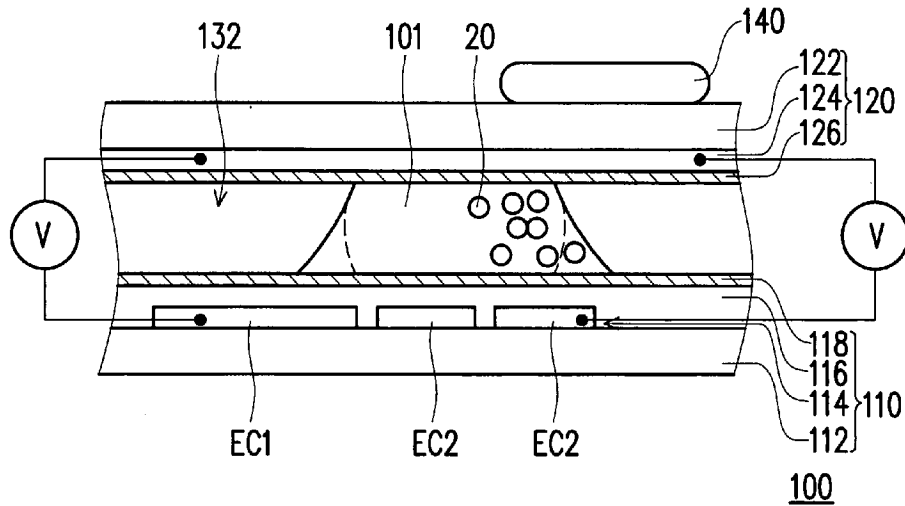


圖 3

符號簡單說明：

- 20 . . . 磁珠
- 100 . . . 數位微流體
免疫分析裝置
- 101 . . . 液滴
- 110 . . . 下板
- 112 . . . 第一基板
- 114 . . . 第一電極層
- 116 . . . 介電層
- 118 . . . 第一疏水層
- 120 . . . 上板
- 122 . . . 第二基板
- 124 . . . 第二電極層
- 126 . . . 第二疏水層
- 132 . . . 容置空間
- 140 . . . 磁鐵
- EC1 . . . 第一通道
電極
- EC2 . . . 第二通道
電極

發明摘要

※ 申請案號：104108305

※ 申請日：104. 3. 16

※IPC 分類：G01N 33/543 (2006.01)

【發明名稱】

磁珠式數位微流體免疫分析裝置與其方法

MAGNETIC BEAD-BASED DIGITAL MICROFLUIDIC
IMMUNOANALYSIS DEVICE AND METHOD THEREOF

【中文】

一種磁珠式數位微流體免疫分析裝置與其方法，包括一下板、配置於下板的上方的一上板、配置於上板與下板之間的一分隔結構、以及配置於上板或下板上的一磁鐵。下板包括一第一電極層，其包括尺寸不一致的多個通道電極。含有少數磁珠的一液滴配置於下板上，並對應於通道電極。磁鐵以藉由一磁力吸引磁珠趨向通道電極中尺寸較小者，而當一電壓施加於第一電極層時，液滴藉由一雙向介電濕潤力切割成含有磁珠的一檢測部分與不含磁珠的一廢液部分分別對應於通道電極中尺寸較小者與較大者。

【英文】

A magnetic bead-based digital microfluidic immunoanalysis device and a method thereof are provided, which includes a lower plate, an upper plate disposed above the lower plate, a separating structure therebetween and a magnet disposed on the upper plate or the lower plate. The lower plate includes a first electrode layer

including a plurality of channel electrodes with different sizes. A droplet with few magnetic beads is disposed on the lower plate and corresponding to the channel electrodes. The magnet attracts the magnetic beads to approach to the smaller one of the channel electrodes through a magnetic force, and when a voltage is applied to the first electrode layer, the droplet is divided to a detection portion with the magnetic beads and a waste-liquid portion without the magnetic beads respectively corresponding to the smaller one and the larger one of the channel electrodes through a dual-direction electrowetting-on-dielectric force.

【代表圖】

【本案指定代表圖】：圖 3。

【本代表圖之符號簡單說明】：

20：磁珠

100：數位微流體免疫分析裝置

101：液滴

110：下板

112：第一基板

114：第一電極層

116：介電層

118：第一疏水層

120：上板

122：第二基板

124：第二電極層

126：第二疏水層

132：容置空間

140：磁鐵

EC1：第一通道電極

EC2：第二通道電極

【本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式】

無

發明專利說明書

(本說明書格式、順序，請勿任意更動)

【發明名稱】

磁珠式數位微流體免疫分析裝置與其方法

MAGNETIC BEAD-BASED DIGITAL MICROFLUIDIC
IMMUNOANALYSIS DEVICE AND METHOD THEREOF

【技術領域】

【0001】 本發明是有關於一種微流體免疫分析裝置與其方法，且特別是有關於一種磁珠式數位微流體免疫分析裝置與其方法。

【先前技術】

【0002】 近年來，免疫分析法 (Immunoassay) 是現在實驗室中最常用的檢測方法之一，其可用來偵測生物體液中待測目標物的濃度。免疫分析法的原理是將捕捉抗體 (Capture antibody) 固定在固相載體上，並加入待測抗原 (Target antigen) 作為目標物。此時，固相載體上的捕捉抗體與作為目標物的待測抗原作專一性結合，而後清洗去除未結合的多餘物質。接著，再加入帶有標誌物 (Label) 的偵測抗體 (Detection antibody)，使其與作為目標物的待測抗原作專一性結合，而後清洗去除未結合的多餘物質，即可觀察目標物是否存在並加以定量。

【0003】 磁珠式數位微流體免疫分析晶片是以磁珠作為前述的固相載體，並配合微流體系統 (Microfluidic system) 操作，其主要

優點在於可大幅縮減所需試樣液體的使用量與檢測時間。然而，現有的磁珠式數位微流體免疫分析晶片在進行前述的清洗動作時，其通常採用單向介電濕潤 (Electrowetting-on-Dielectric) 技術或雙向介電濕潤技術來分離多餘廢液。單向介電濕潤技術係指，在液滴的一側施加電壓並以磁力固定液滴中的磁珠，使多餘廢液從液滴中移出。然而，此技術無法藉由磁力固定磁珠使其存留在液滴中，使部分磁珠隨著多餘廢液移除。類似地，雙向介電濕潤技術係指，在液滴的相對兩側施加電壓，使其切割成兩部分，並以磁力將磁珠固定於其中一部分，而另一部分作為廢液從液滴中移出。然而，在此技術中用於施加電壓的電極通常具有相同尺寸，故液滴所切割成的兩部分尺寸相近，而使部分磁珠仍可能隨著多餘廢液移除。藉此，現有的磁珠式數位微流體免疫分析晶片為了降低磁珠損漏的機率以減少磁珠漏損帶來的影響，皆使用大量的磁珠，但仍無法避免磁珠損漏的狀況。

【0004】 再者，現有的磁珠式數位微流體免疫分析晶片在進行偵測時皆分散磁珠進行檢測，故有以下缺失：在採用相同試樣量的條件下，使用較多的磁珠使試樣分散在各磁珠上，將使標誌物分散在各磁珠上而降低各磁珠的偵測訊號。此外，在相同磁珠數的條件下，將磁珠分散在液滴中進行偵測的方法將使偵測訊號更加分散。特別是在低濃度條件下，可能造成偵測訊號低於量測儀器的偵測極限而無法量測到偵測訊號。

【發明內容】

【0005】 本發明提供一種磁珠式數位微流體免疫分析裝置與磁珠式數位微流體免疫分析方法，適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，並可降低磁珠的漏損機率。

【0006】 本發明的磁珠式數位微流體免疫分析裝置適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，包括一下板、一上板、一分隔結構以及一磁鐵。下板包括一第一電極層。第一電極層包括彼此分離且依序排列的多個通道電極，且通道電極的尺寸不一致。含有磁珠的一液滴適於配置於下板上，並對應於通道電極。上板配置於下板的上方，並包括面對第一電極層的一第二電極層。分隔結構配置於上板與下板之間，以區隔上板與下板。磁鐵配置於上板或下板上，以藉由一磁力吸引磁珠趨向通道電極中尺寸較小者，而當一電壓施加於第一電極層時，液滴藉由一雙向介電濕潤力切割成含有磁珠的一檢測部分與不含磁珠的一廢液部分分別對應於通道電極中尺寸較小者與較大者。

【0007】 本發明的磁珠式數位微流體免疫分析裝置適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，包括一下板、一上板、一分隔結構以及一磁鐵。下板包括一第一電極層。第一電極層包括彼此分離且依序排列的多個通道電極，且通道電極的尺寸不一致。含有磁珠的一液滴適於配置於下板上，並對應於通道電極。上板配置於下板的上方，並包括面對第一電極層的一第二電極層。分隔結構配置於上板與下板之間，以區隔上板與下板。磁鐵配置於上板或

下板上，以藉由一磁力吸引磁珠趨向通道電極中尺寸較小者，而當一電壓施加於第一電極層時，液滴藉由一雙向介電濕潤力切割成含有磁珠的一檢測部分與不含磁珠的一廢液部分分別對應於通道電極中尺寸較小者與較大者，而磁鐵吸引聚集檢測部分中的磁珠作為檢測。

【0008】 本發明的磁珠式數位微流體免疫分析方法適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，包括下列步驟：產生含有磁珠的一液滴於一下板上，其中下板包括一第一電極層，第一電極層包括彼此分離且依序排列的多個通道電極，且通道電極的尺寸不一致，而液滴對應於通道電極。藉由一磁鐵的一磁力吸引磁珠趨向通道電極中尺寸較小者，並施加一電壓於第一電極層，使液滴藉由一雙向介電濕潤力切割成含有磁珠的一檢測部分與不含磁珠的一廢液部分分別對應於通道電極中尺寸較小者與較大者。

【0009】 本發明的磁珠式數位微流體免疫分析方法適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，包括下列步驟：產生含有磁珠的一液滴於一下板上，其中下板包括一第一電極層，第一電極層包括彼此分離且依序排列的多個通道電極，且通道電極的尺寸不一致，而液滴對應於通道電極。藉由一磁鐵的一磁力吸引磁珠趨向通道電極中尺寸較小者，並施加一電壓於第一電極層，使液滴藉由一雙向介電濕潤力切割成含有磁珠的一檢測部分與不含磁珠的一廢液部分分別對應於通道電極中尺寸較小者與較大者。藉由磁鐵吸引聚集檢測部分中的磁珠作為檢測。

【0010】 基於上述，在本發明的磁珠式數位微流體免疫分析裝置與其方法中，第一電極層中採用尺寸不一致的多個通道電極，而含有少數磁珠的液滴對應於通道電極。藉此，磁鐵吸引磁珠對應於通道電極中尺寸較小者，而當電壓施加於第一電極層時，液滴藉由雙向介電濕潤力切割成含有磁珠的檢測部分與不含磁珠的廢液部分分別對應於通道電極中尺寸較小者與較大者，故磁珠存留於檢測部分（對應於通道電極中尺寸較小者）而不易隨著廢液部分從液滴中分離。據此，本發明的磁珠式數位微流體免疫分析裝置與裝置適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，並可降低磁珠的漏損機率。

【0011】 為讓本發明的上述特徵和優點能更明顯易懂，下文特舉實施例，並配合所附圖式作詳細說明如下。

【圖式簡單說明】

【0012】

圖 1 是本發明一實施例的磁珠式數位微流體免疫分析裝置的側視示意圖。

圖 2 是圖 1 的下板的俯視示意圖。

圖 3 是圖 1 的磁珠式數位微流體免疫分析裝置藉由磁鐵產生磁力以及接收電壓而產生雙向介電濕潤力的局部側視示意圖。

圖 4A 與圖 4B 是圖 3 的磁珠式數位微流體免疫分析裝置藉由磁力聚集磁珠以及藉由雙向介電濕潤力切割液滴的局部俯視示意

圖。

圖 5 是本發明一實施例的磁珠式數位微流體免疫分析方法的流程示意圖。

圖 6A 至圖 6J 是圖 5 的磁珠式數位微流體免疫分析方法的操作流程示意圖。

【實施方式】

【0013】 圖 1 是本發明一實施例的磁珠式數位微流體免疫分析裝置的側視示意圖。請參考圖 1，在本實施例中，磁珠式數位微流體免疫分析裝置 100 適於以少數磁珠 20（繪示於圖 2）進行數位微流體免疫分析。所述以少數磁珠 20 進行數位微流體免疫分析，係指本實施例所採用的磁珠 20 的數量小於 100 顆，但其實際數量可依據需求調整，本發明不以此為限制。其中，磁珠式數位微流體免疫分析裝置 100 例如是磁珠式數位微流體免疫分析晶片，其包括下板 110、上板 120、分隔結構 130 以及磁鐵 140。含有磁珠 20 的液滴 101（繪示於圖 2）適於配置於下板 110 上。上板 120 配置於下板 110 的上方。分隔結構 130 配置於上板 120 與下板 110 之間，以區隔上板 120 與下板 110。磁鐵 140 配置於上板 120 或下板 110 上（圖 2 是以將磁鐵 140 配置於上板 120 作為舉例說明），以藉由磁力吸引磁珠 20 固定至一特定位置。此外，液滴 101 可切割成兩部分，以在進行數位微流體免疫分析之後將多餘的廢液部分移除而保留含有磁珠 20 的檢測部分進行檢測（詳如後續）。

【0014】 具體而言，在本實施例中，下板 110 包括第一基板 112、第一電極層 (Electrode layer) 114、介電層 (Dielectric layer) 116 以及第一疏水層 (Hydrophobic layer) 118。第一基板 112 可為矩形板件，其材料可採用玻璃而具有較低的表面粗糙度，但其亦可採用矽基板、聚二甲基矽氧烷 (Poly-dimethylsiloxane, PDMS)、聚對苯二甲酸乙二酯 (Polyethylene terephthalate, PET)、聚乙烯萘酚樹脂 (Polyethylene naphthalate, PEN)、可撻式高分子材料、或者其他絕緣性良好的基板。第一電極層 114 配置於第一基板 112 上，並具有多個分離的電極 (詳如後述)，且其材料可採用導電金屬材料例如是銅或鉻、導電高分子材料、或者導電氧化物材料例如是氧化銦錫 (Indium tin oxide, ITO)。介電層 116 配置於第一電極層 114 上，並涵蓋第一電極層 114 的所有電極，而其材料可採用聚對二甲苯 (Parylene)、正光阻材料、負光阻材料、高介電常數材料或低介電常數材料。再者，第一疏水層 118 配置於介電層 116 上，並涵蓋整個介電層 116，其材料可為鐵氟龍 (Teflon) 或其他具有疏水性的材料，而與液體 (例如前述的液滴 101) 之間具有較低的摩擦係數，以便於使液體在其上流動。然而，本發明並不限制第一基板 112、第一電極層 114、介電層 116 以及第一疏水層 118 的材料，其可依據需求調整。

【0015】 類似地，在本實施例中，上板 120 包括第二基板 122、第二電極層 124 以及第二疏水層 126。第二基板 122 類似於第一基板 112，其可為矩形板件，並採用類似於第一基板 112 的材料製成。

第二電極層 124 配置於第二基板 122 上並面對第一電極層 114，且覆蓋整個第二基板 122。換言之，第二電極層 124 可採用類似於第一電極層 114 的材料製成，但不同於第一電極層 114 採用分離電極的設計，第二電極層 124 為整層電極，而對應於第一電極層 114 的所有電極。再者，第二疏水層 126 配置於第二電極層 124 上，並涵蓋整個第二電極層 124，其可採用類似於第一疏水層 118 的材料製成，以便於使液體（例如前述的液滴 101）在其上流動。然而，本發明並不限制第二基板 122、第二電極層 124 以及第二疏水層 126 的材料，其可依據需求調整。

【0016】 再者，在本實施例中，上板 120 配置於下板 110 的上方，並與下板 110 平行地排列，使第一疏水層 118 面對第二疏水層 126。分隔結構 130 設置於下板 110 與上板 120 之間，以區隔上板 120 與下板 110，並在兩者之間構成可置放液體（如前述的液滴 101）的容置空間 132。其中，分隔結構 130 可為連續的框型結構，亦可為多個分離的柱狀結構，以提供支撐與區隔作用，故本發明不限制分隔結構 130 的具體結構。此外，在本實施例中，磁鐵 140 配置於上板 120 上，以藉由磁力吸引磁珠 20（繪示於圖 2）固定至一特定位置，但在其他實施例中，磁鐵 140 亦可配置於下板 110 上，其同樣具有藉由磁力吸引磁珠 20 固定至一特定位置的作用。藉此，磁鐵 140 可依據需求調整其在上板 120 或下板 110 上的位置，以操控磁珠 20 往磁鐵 140 所在特定方向或位置移動並聚集。

【0017】 圖 2 是圖 1 的下板的俯視示意圖，其中圖 2 所展示的下

板 110 省略繪示圖 1 的介電層 116 與第一疏水層 118，以清楚展示第一電極層 114 在第一基板 112 上的電極設計與排列方式。請參考圖 2，在本實施例中，第一電極層 114 包括多個通道電極 EC、五個儲液電極 ES1 至 ES5 以及廢液電極 EW。通道電極 EC、儲液電極 ES1 至 ES5 以及廢液電極 EW 彼此分離並依序間隔排列在第一基板 112 上。其中，通道電極 EC 的尺寸不一致，而含有磁珠 20 的液滴 101 適於配置於下板 110 上，並適於移動至對應於通道電極 EC。再者，儲液電極 ES1 至 ES5 彼此分離，並各自連接至通道電極 EC，而含有磁珠 20 的液滴 101、試樣液體 103、試劑液體 105、標誌液體 107 與清洗液體 109 對應儲存於儲液電極 ES1 至 ES5，並適於經由通道電極 EC 而彼此混合。此外，儲液電極 ES1 至 ES5 藉由通道電極 EC 連接至廢液電極 EW。在液滴 101 混合試樣液體 103、試劑液體 105 或標誌液體 107 之後，混合後的液滴 101 可切割成含有磁珠 20 的檢測部分與不含磁珠 20 的廢液部分，其中廢液部分分離至廢液電極 EW（詳如後續），而清洗液體 109 混合至檢測部分作為清洗。

【0018】 詳細而言，在本實施中，磁珠 20 含有多個捕捉抗體 30，試樣液體 103 含有多個待測抗原 40，試劑液體 105 含有多個偵測抗體 50，而標誌液體 107 含有多個標誌物 60。捕捉抗體 30、待測抗原 40、偵測抗體 50 與標誌物 60 藉由磁珠 20 作為固相載體而進行數位微流體免疫分析。圖 2 繪示少數磁珠 20、捕捉抗體 30、待測抗原 40、偵測抗體 50 與標誌物 60 作為示意，而其實際數量可

依據需求調整（例如本實施例採用數量小於 100 顆的磁珠 20），本發明不以此為限制。藉此，儲存於儲液電極 ES1 的液滴 101 藉由通道電極 EC 依據需求混合儲存於儲液電極 ES2 至 ES4 的試樣液體 103、試劑液體 105 或者標誌液體 107。更進一步地說，磁珠 20 上的捕捉抗體 30 可結合試樣液體 103 中的待測抗原 40，待測抗原 40 可結合試劑液體 105 中的偵測抗體 50，偵測抗體 50 可結合標誌液體 107 中的標誌物 60，而後藉由依據標誌物 50 來進行數位微流體免疫分析。

【0019】 藉此，在本實施例中，液滴 101 可依序混合試樣液體 103、試劑液體 105 與標誌液體 107 的其中一者，而混合後的液滴 101 可切割成兩部分，即為檢測部分與廢液部分，使捕捉抗體 30、待測抗原 40、偵測抗體 50 與標誌物 60 中彼此未結合的多餘者隨著廢液部分分離至廢液電極 EW，而後再將清洗液體 109 混合至檢測部分作為清洗。此外，磁鐵 140 可用於使磁珠 20 聚集於所述檢測部分，而使分離的廢液部分不含磁珠 20，藉此降低磁珠 20 在數位微流體免疫分析過程中的漏損機率。此外，本實施例的標誌物 60 例如是螢光體，但本發明不以此為限制。在所有的混合步驟均完成，且切割分離出多餘的廢液部分之後，磁鐵 140 可吸引聚集檢測部分中的磁珠 20，以檢測磁珠 20 上的螢光體的螢光量而進行數位微流體免疫分析。

【0020】 如前所述，在本實施例中，混合後的液滴 101 可切割成含有磁珠 20 的檢測部分與不含磁珠 20 的廢液部分，以將多餘的

廢液部分分離出，並藉由磁鐵 140 吸引聚集檢測部分的磁珠 20 進行數位微流體免疫分析。實際上，本實施例所述的分割方法係採用改良式的雙向介電濕潤力來切割液滴 101。所述改良式的雙向介電濕潤力不同於先前技術中所述的單向介電濕潤技術或者一般雙向介電濕潤技術，其實際操作方式如下所述。

【0021】圖 3 是圖 1 的磁珠式數位微流體免疫分析裝置藉由磁鐵產生磁力以及接收電壓而產生雙向介電濕潤力的局部側視示意圖。圖 4A 與圖 4B 是圖 3 的磁珠式數位微流體免疫分析裝置藉由磁力聚集磁珠以及藉由雙向介電濕潤力切割液滴的局部俯視示意圖。其中，圖 3、圖 4A 與圖 4B 繪示圖 1 的磁珠式數位微流體免疫分析裝置 100 對應於圖 2 的區域 A 的局部示意圖，而省略繪示第一電極層 114 上的其他電極，以說明本實施例藉由磁鐵 140 產生磁力吸引磁珠 20 以及接受電壓而產生雙向介電濕潤力切割液滴 101 的過程。

【0022】具體而言，請參考圖 2、圖 3 與圖 4A，在本實施例中，通道電極 EC 包括至少一第一通道電極 EC1 與至少二第二通道電極 EC2，其中圖 2 繪示多個連接至儲液電極 ES1 至 ES5 的第一通道電極 EC1 以及連接第一通道電極 EC1 並依序排列的三個第二通道電極 EC2，但本發明不以此為限制。在通道電極 EC 中，第一通道電極 EC1 的尺寸大於第二通道電極 EC2 的尺寸。在液滴 101 混合試樣液體 103、試劑液體 105 或標誌液體 107 之後，混合後的液滴 101 可移動至對應於通道電極 EC。藉此，混合後的液滴 101 大

致上對應於其中一第一通道電極 EC1 與其中二第二通道電極 EC2，例如圖 2 所標示的區域 A 處。此時，磁鐵 140 移動至對應於通道電極 EC 中尺寸較小，例如是移動至第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者（即位於圖 3 與圖 4A 右邊的第二通道電極 EC2），以藉由磁力吸引磁珠 20 趨向通道電極 EC 中尺寸較小者（即第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者／位於圖 3 與圖 4A 右邊的第二通道電極 EC2）。此外，當電壓施加於第一電極層 120 時，混合後的液滴 101 在通道電極 EC 中藉由雙向介電濕潤力切割成含有磁珠 20 的檢測部分 101a 與不含磁珠 20 的廢液部分 101b，而磁鐵 140 對應並吸引磁珠 20 趨向檢測部分。

【0023】 具體而言，在本實施例中，前述將電壓施加於第一電極層 114，實際上可將電壓施加於第一電極層 114 與第二電極層 124 之間使其產生電位差，或是將電壓施加於第一電極層 114 的不同電極之間，本發明不以此為限制，其可依需求調整。當電壓施加於第一電極層 114 的通道電極 EC 時，其中部分通道電極 EC 產生雙向介電濕潤力，而可將混合後的液滴 101 切割成含有磁珠 20 的檢測部分與不含磁珠 20 的廢液部分。其中，由於通道電極 EC 的尺寸不一致，故混合後的液滴 101 可切割成含有磁珠 20 並且體積較小的檢測部分（對應於通道電極 EC 中尺寸較小者）以及不含磁珠 20 並且體積較大的廢液部分（對應於通道電極 EC 中尺寸較大者），而後將清洗液體 109 混合至檢測部分作為清洗。

【0024】 更進一步地說，在本實施例中，配置在下板 110 上的液

滴 101 接觸第一疏水層 118 與第二疏水層 126。據此，當第一電極層 114 未接收電壓時，液滴 101（如圖 3 的虛線所示）可藉由第一疏水層 118 與第二疏水層 126 的疏水性而在其上流動。當電壓施加於第一電極層 114，例如是施加於第一電極層 114 與第二電極層 124 之間而使兩者產生電位差，或是將電壓施加於第一電極層 114 的不同電極之間時，第一疏水層 118 對應於電壓的施加處的局部轉變為親水性，使液滴 101 藉由介電濕潤力往第一疏水層 118 轉變為親水性的局部流動。其中，本實施例將電壓施加於第一通道電極 EC1 與第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者（即位於圖 3 與圖 4 右邊的第二通道電極 EC2），使第一疏水層 118 上對應於第一通道電極 EC1 的局部以及對應於第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者的局部轉變為親水性，並產生雙向介電濕潤力。藉此，液滴 101 即可藉由雙向介電濕潤力往第一通道電極 EC1 與第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者的方向移動。換言之，液滴 101 的相對兩側趨向於往第一通道電極 EC1 與第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者移動，如圖 3 所示。

【0025】 藉此，在本實施例中，當電壓持續施加於第一電極層 114 而增加雙向介電濕潤力時，雙向介電濕潤力驅使液滴 101 往第一通道電極 EC1 與第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者的方向移動，直至液滴 101 藉由雙向介電濕潤力切割成檢測部分 101a 與廢液部分 101b 分別對應於第一通道電極 EC1 與第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者。此時，由於磁鐵 140 亦吸引磁

珠 20 趨向第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者，故磁珠 20 存留於檢測部分 101a，而廢液部分 101b 不含磁珠 20。再者，本實施例的通道電極 EC 的尺寸不一致，其中第一通道電極 EC1 的尺寸大於第二通道電極 EC2 的尺寸，且通道電極 EC 中尺寸較大者（即第一通道電極 EC1）與尺寸較小者（即第二通道電極 EC2）的面積比例介於 5 至 10 倍。藉此，當液滴 101 藉由前述方法產生雙向介電濕潤力而切割成對應於第二通道電極 EC 中遠離第一通道電極 EC1 者的檢測部分 101a 與對應於第一通道電極 EC1 的廢液部分 101b 時，檢測部分 101a 的體積小於廢液部分 101b 的體積。

【0026】基於上述，在本實施例中，在液滴 101 混合試樣液體 103、試劑液體 105 或標誌液體 107 之後，搭配第一通道電極 EC1 與第二通道電極 EC2 具有不同尺寸的設計，混合後的液滴 101 可藉由雙向介電濕潤力切割成含有磁珠 20 並且體積較小的檢測部分 101a（對應於尺寸較小的第二通道電極 EC2）以及不含磁珠 20 並且體積較大的廢液部分 101b（對應於尺寸較大的第一通道電極 EC1），而後清洗液體 109 混合至檢測部分 101a 作為清洗。藉此，含有磁珠 20 並且體積較小的檢測部分 101a 可續用於後續混合或進行分析檢測，而多餘的大量液體（不含磁珠 20）則作為廢液部分 101b 移除。在液滴 101 混合標誌液體 107 並切割分離出廢液部分 101b，且清洗液體 109 混合至檢測部分 101a 作為清洗之後，磁鐵 140 可進一步吸引聚集檢測部分 101a 中的磁珠 20 作為檢測，例如是檢測磁珠 20 上的螢光體的螢光量。藉此，本實施例的磁珠

式數位微流體免疫分析裝置 100 可降低磁珠 20 在數位微流體免疫分析過程中的漏損機率，並提高其檢測準確度，進而降低數位微流體免疫分析的偵測極限。

【0027】 圖 5 是本發明一實施例的磁珠式數位微流體免疫分析方法的流程示意圖。圖 6A 至圖 6J 是圖 5 的磁珠式數位微流體免疫分析方法的操作流程示意圖。請參考圖 5 與圖 6A 至圖 6J，本實施例的磁珠式數位微流體免疫分析方法適於以少數磁珠 20 進行數位微流體免疫分析，包括下列步驟：在步驟 S10 中，產生含有磁珠 20 的液滴 101 於下板 110 上，其中下板 110 包括第一電極層 114，第一電極層 114 包括彼此分離且依序排列的多個通道電極 EC，且通道電極 EC 的尺寸不一致，而液滴 101 對應於通道電極 EC。在步驟 S20 中，混合並培養液滴 101 與試樣液體 103、試劑液體 105 或標誌液體 107。在步驟 S30 中，藉由磁鐵 140 的磁力吸引磁珠 20 趨向通道電極 EC 中尺寸較小者，並施加電壓於第一電極層 114，使混合後的液滴 101 藉由雙向介電濕潤力切割成含有磁珠 20 的檢測部分 101a 與不含磁珠 20 的廢液部分 101b 分別對應於通道電極 EC 中尺寸較小者與較大者。在步驟 S40 中，混合清洗液體 109 至檢測部分 101a 作為清洗。在步驟 S50 中，藉由磁鐵 140 吸引聚集檢測部分 101a 中的磁珠 20 作為檢測。以下將以圖 5 與圖 6A 至圖 6J 搭配前述的圖 1 至圖 4 以及文字說明本實施例的磁珠式數位微流體免疫分析方法。

【0028】 首先，請參考圖 2、圖 5 與圖 6A，在步驟 S10 中，產生

含有磁珠 20 的液滴 101 於下板 110 上（繪示於圖 2），其中下板 110 包括第一電極層 114，第一電極層 114 包括彼此分離且依序排列的多個通道電極 EC，且通道電極 EC 的尺寸不一致，而液滴 101 對應於通道電極 EC。在本實施例中，圖 6A 雖繪示一個磁珠 20 作為示意，但實際上此步驟所產生的液滴 101 含有多個磁珠 20，但其數量小於 100 顆。若此步驟所產生的液滴 101 所含磁珠 20 大於 100 顆，則重新產生新的液滴 101 直至其所含磁珠 20 小於 100 顆。

【0029】 再者，在本實施例中，含有磁珠 20 的液滴 101 實際上是產生於第一電極層 114 的儲液電極 ES1，且磁珠 20 含有多個捕捉抗體 30（如圖 2 所示）。具體來說，在產生含有磁珠 20 的液滴 101 的步驟中（步驟 S10），其更包括產生含有磁珠 20 的液滴 101、含有多個待測抗原 40 的試樣液體 103、含有多個偵測抗體 50 的試劑液體 105、含有多個標誌物 60 的標誌液體 107 與清洗液體 109 儲存於第一電極層 114 的儲液電極 ES1 至 ES5。其中，試樣液體 103、試劑液體 105、標誌液體 107 與清洗液體 109 可以是在產生液滴 101 之前即儲存於儲液電極 ES2 至 ES5，亦可與液滴 101 同時產生或者在產生液滴 101 之後才產生，本發明不限制其產生順序。待磁珠式數位微流體免疫分析裝置 100（繪示於圖 2）已產生有液滴 101、試樣液體 103、試劑液體 105、標誌液體 107 與清洗液體 109 之後，即可進行後續的數位微流體免疫分析，例如是經由通道電極 EC 彼此混合或分離（詳如後續）。

【0030】 接著，請參考圖 2 與圖 5，在步驟 S20 中，混合並培養液

滴 101 與試樣液體 103、試劑液體 105 或標誌液體 107。具體而言，在本實施例中，在產生液滴 101、試樣液體 103、試劑液體 105、標誌液體 107 與清洗液體 109 的步驟之後，即可使捕捉抗體 30、待測抗原 40、偵測抗體 50 與標誌物 60 藉由磁珠 20 作為固相載體而進行數位微流體免疫分析。其中，液滴 101、試樣液體 103、試劑液體 105、標誌液體 107 或清洗液體 109 經由通道電極 EC 彼此混合，相關說明可參考圖 1 至圖 2 與前述對應內容。

【0031】 接著，請參考圖 3 至圖 5，在步驟 S30 中，藉由磁鐵 140 的磁力吸引磁珠 20 趨向通道電極 EC 中尺寸較小者，並施加電壓於第一電極層 114，使混合後的液滴 101 藉由雙向介電濕潤力切割成含有磁珠 20 的檢測部分 101a 與不含磁珠 20 的廢液部分 101b 分別對應於通道電極 EC 中尺寸較小者與較大者。之後，在步驟 S40 中，混合清洗液體 109 至檢測部分 101a 作為清洗。

【0032】 具體而言，在本實施例中，通道電極 EC 包括至少一第一通道電極 EC1 與至少二第二通道電極 EC2，第一通道電極 EC1 的尺寸大於第二通道電極 EC2 的尺寸（如圖 3 至圖 5 所示）。據此，在藉由磁鐵 140 吸引磁珠 20 趨向通道電極 EC 中尺寸較小者的步驟（步驟 S30）中，藉由磁鐵 140 對應並吸引磁珠 20 趨向第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者（即圖 4A 與圖 4B 中位於右側的第二通道電極 EC2）。此外，在施加電壓於第一電極層 114 的步驟（步驟 S30）中，施加電壓於第一通道電極 EC1 與第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者，以在液滴 101 的相對兩

側產生雙向介電濕潤力（如圖 3 所示），進而使液滴 101 藉由雙向介電濕潤力切割成檢測部分 101a 與廢液部分 101b 分別對應於第二通道電極 EC2 中遠離第一通道電極 EC1 者以及第一通道電極 EC1。此外，由於第一通道電極 EC1 的尺寸大於第二通道電極 EC2 的尺寸，故在使液滴 101 切割成檢測部分 101a 與廢液部分 101b 的步驟（步驟 S20）中，對應於第二通道電極 EC2 的檢測部分 101a 的體積小於對應於第一通道電極 EC1 的廢液部分 101b 的體積。相關說明可參考圖 3 至圖 4B 與前述對應內容，在此不多加贅述。

【0033】 再者，如前所述，本實施例的液滴 101 與試樣液體 103、試劑液體 105 或標誌液體 107 可經由步驟 S20 混合並培養，而混合後的液滴 101 可在步驟 S30 中藉由雙向介電濕潤力切割成檢測部分 101a 與廢液部分 101b，使廢液部分 101b 從液滴 101 中分離，而檢測部分 101a 可進一步混合清洗液體 109 作為清洗。然而，所述將液滴 101 混合試樣液體 103、試劑液體 105 與標誌液體 107 的過程在本實施例中具有特定的順序，以使其中的捕捉抗體 30、待測抗原 40、偵測抗體 50 與標誌物 60 可依序反應，並在每一次反應後採用圖 3 至圖 4B 所述方法移除多餘的廢液部分 101b，並將清洗液體 109 混合至檢測部分 101a 作為清洗。以下將進一步說明步驟 S20 至 S40 的具體實施方式。

【0034】 首先，請參考圖 2、圖 5、圖 6A 與圖 6B，在產生含有磁珠 20 的液滴 101 於下板 110 的步驟（步驟 S10）之後，混合並培養液滴 101 與試樣液體 103，使磁珠 20 上的捕捉抗體 30 結合試樣

液體 103 中的待測抗原 40。具體來說，液滴 101 與試樣液體 103 經由通道電極 EC 彼此混合，而後培養 10 分鐘，使磁珠 20 上的捕捉抗體 30 結合試樣液體 103 中的待測抗原 40。其中，上述培養時間僅為其中一實施方式，其可依據捕捉抗體 30 與待測抗原 40 的種類、數量或其他需求而調整，本發明不以此為限制。

【0035】 接著，請參考圖 3 至圖 5 與圖 6C，藉由磁鐵 140 吸引磁珠 20 趨向通道電極 EC 中尺寸較小者，並施加電壓於第一電極層 114，使混合後的液滴 101 藉由雙向介電濕潤力切割成含有磁珠 20 的檢測部分 101a 與不含磁珠 20 的廢液部分 101b，而廢液部分 101b 及待測抗原 40 中未結合捕捉抗體 30 者分離至第一電極層 114 的廢液電極 EW。換言之，液滴 101 切割成含有磁珠 20 的檢測部分 101a 與不含磁珠 20 的廢液部分 101b，其中檢測部分 101a 的磁珠 20 上含有彼此結合的捕捉抗體 30 與待測抗原 40，而廢液部分 101b 含有待測抗原 40 中未結合至捕捉抗體 30 的多餘者，而從液滴 101 中移除。之後，混合清洗液體 109 至檢測部分 101a 作為清洗，並構成液滴 101。

【0036】 接著，請參考圖 2、圖 5、圖 6D 與圖 6E，混合並培養液滴 101 與試劑液體 105，使磁珠 20 上已結合捕捉抗體 30 的待測抗原 40 結合試劑液體 105 中的偵測抗體 50。具體來說，混合試樣液體 103 並分離出廢液部分 101b 後的液滴 101 可進一步經由通道電極 EC 混合試劑液體 105，而後培養 5 分鐘，使磁珠 20 上已結合捕捉抗體 30 的待測抗原 40 結合試劑液體 105 中的偵測抗體 50。

類似地，上述培養時間依據捕捉抗體 30、待測抗原 40 與偵測抗體 50 的種類、數量或其他需求而調整，本發明不以此為限制。

【0037】 接著，請參考圖 3 至圖 5 與圖 6F，藉由磁鐵 140 吸引磁珠 20 趨向通道電極 EC 中尺寸較小者，並施加電壓於第一電極層 114，使混合後的液滴 101 藉由雙向介電濕潤力切割成含有磁珠 20 的檢測部分 101a 與不含磁珠 20 的廢液部分 101b，而廢液部分 101b 及偵測抗體 50 中未結合待測抗原 40 者分離至廢液電極 EW。換言之，液滴 101 切割成含有磁珠 20 的檢測部分 101a 與不含磁珠 20 的廢液部分 101b，其中檢測部分 101a 的磁珠 20 上含有彼此結合的捕捉抗體 30、待測抗原 40 與偵測抗體 50，而廢液部分 101b 含有偵測抗體 50 中未結合至待測抗原 40 的多餘者，而從液滴 101 中移除。之後，混合清洗液體 109 至檢測部分 101a 作為清洗，並構成液滴 101。

【0038】 接著，請參考圖 2、圖 5、圖 6G 與圖 6H，混合並培養液滴 101 與標誌液體 107，使磁珠 20 上已結合捕捉抗體 30 與待測抗原 40 的偵測抗體 50 結合標誌液體 107 中的標誌物 60。具體來說，依序混合試樣液體 103 與試劑液體 105 並分離出廢液部分 101b 後的液滴 101 進一步經由通道電極 EC 混合標誌液體 107，而後培養 3 分鐘，使磁珠 20 上已結合捕捉抗體 30 與待測抗原 40 的偵測抗體 50 結合標誌液體 107 中的標誌物 60。類似地，上述培養時間依據捕捉抗體 30、待測抗原 40、偵測抗體 50 與標誌物 60 的種類、數量或其他需求而調整，本發明不以此為限制。

【0039】 接著，請參考圖 3 至圖 5 與圖 6I，藉由磁鐵 140 吸引磁珠 20 趨向通道電極 EC 中尺寸較小者，並施加電壓於第一電極層 114，使混合後的液滴 101 藉由雙向介電濕潤力切割成含有磁珠 20 的檢測部分 101a 與不含磁珠 20 的廢液部分 101b，而廢液部分 101b 及標誌物 60 中未結合偵測抗體 50 者分離至廢液電極 EW。換言之，液滴 101 切割成含有磁珠 20 的檢測部分 101a 與不含磁珠 20 的廢液部分 101b，其中檢測部分 101a 的磁珠 20 上含有彼此結合的補捉抗體 30、待測抗原 40、偵測抗體 50 與標誌物 60，而廢液部分 101b 含有標誌物 60 中未結合至偵測抗體 50 的多餘者，而從液滴 101 中移除。之後，混合清洗液體 109 至檢測部分 101a 作為清洗，並構成液滴 101。

【0040】 最後，在本實施例中，請參考圖 5 與圖 6J，在完成上述的混合與培養，並且藉由雙向介電濕潤力搭配磁力將液滴 101 切割分離出廢液部分 101b 之後，即可在步驟 S50 中藉由磁鐵 140 吸引聚集檢測部分 101a 中的磁珠 20 作為檢測。具體而言，在本實施例中，標誌液體 107 內所含的標誌物 60 可為螢光體，但本發明並不限制標誌物 60 的種類。在混合液滴 101 與標誌液體 107 並切割分離出廢液部分 101b，且混合清洗液體 109 至檢測部分 101a 作為清洗的步驟（步驟 S30 與 S40）之後，即可在步驟 S50 中，藉由磁鐵 140 吸引聚集檢測部分 101a 中的磁珠 20，以檢測磁珠 20 上的螢光體的一螢光量。藉此，本實施例的磁珠式數位微流體免疫分析裝置 100 採用磁珠聚集方法進行檢測，可提高檢測準確

度，並降低偵測極限。

【0041】更進一步地說，在本實施例中，前述的磁珠式數位微流體免疫分析裝置 100 與前述的磁珠式數位微流體免疫分析方法可採用少數磁珠 20（數量小於 100 顆）作為固相載體進行數位微流體免疫分析，其中所需試樣液體約為 200 nL，且其所需檢測時間約為 1 小時內即可完成檢測，偵測極限可達數個 pg/mL。以傳統孔盤式微流體免疫分析裝置分析相同試樣液體時，需要 20 μ L 至 200 μ L 的試樣液體搭配需 4.5 小時以上的檢測時間。類似地，以其他數位微流體免疫分析裝置分析相同試樣液體時，則需要 1.8 μ L 的試樣液體搭配 65 至 90 分鐘以上的檢測時間。由此可知，本實施例的磁珠式數位微流體免疫分析裝置 100 與其方法所需的試樣液體量極小，且其反應快速及靈敏。

【0042】綜上所述，在本發明的磁珠式數位微流體免疫分析裝置與其方法中，第一電極層中採用尺寸不一致的多個通道電極，而含有少數磁珠的液滴對應於通道電極。藉此，磁鐵吸引磁珠對應於通道電極中尺寸較小者，而當電壓施加於第一電極層時，液滴藉由雙向介電濕潤力切割成含有磁珠的檢測部分與不含磁珠的廢液部分分別對應於通道電極中尺寸較小者與較大者，故磁珠存留於檢測部分（對應於通道電極中尺寸較小者）而不易隨著大量的廢液部分從液滴中分離。再者，本發明採用螢光體作為標誌物，故在以磁珠作為固相載體完成混合、培養、分離廢液部分與清洗的動作之後，可藉由磁鐵吸引聚集磁珠，以檢測磁珠上的螢光體

的螢光量，並降低偵測極限。據此，本發明的磁珠式數位微流體免疫分析裝置與裝置適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，並可降低磁珠的漏損機率，以提高數位微流體免疫分析的精準度。

【0043】 雖然本發明已以實施例揭露如上，然其並非用以限定本發明，任何所屬技術領域中具有通常知識者，在不脫離本發明的精神和範圍內，當可作些許的更動與潤飾，故本發明的保護範圍當視後附的申請專利範圍所界定者為準。

【符號說明】

【0044】

- 20：磁珠
- 30：捕捉抗體
- 40：待測抗原
- 50：偵測抗體
- 60：標誌物
- 100：數位微流體免疫分析裝置
- 101：液滴
- 101a：檢測部分
- 101b：廢液部分
- 103：試樣液體
- 105：試劑液體
- 107：標誌液體

- 109：清洗液體
- 110：下板
- 112：第一基板
- 114：第一電極層
- 116：介電層
- 118：第一疏水層
- 120：上板
- 122：第二基板
- 124：第二電極層
- 126：第二疏水層
- 130：分隔結構
- 132：容置空間
- 140：磁鐵
- EC：通道電極
- EC1：第一通道電極
- EC2：第二通道電極
- ES1 至 ES5：儲液電極
- EW：廢液電極

申請專利範圍

1. 一種磁珠式數位微流體免疫分析裝置，適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，包括：

一下板，包括一第一電極層，該第一電極層包括彼此分離且依序排列的多個通道電極，且該些通道電極的尺寸不一致，含有該些磁珠的一液滴適於配置於該下板上，並對應於該些通道電極；

一上板，配置於該下板的上方，並包括面對該第一電極層的一第二電極層；

一分隔結構，配置於該上板與該下板之間，以區隔該上板與該下板；以及

一磁鐵，配置於該上板或該下板上，以藉由一磁力吸引該些磁珠趨向該些通道電極中尺寸較小者，而當一電壓施加於該第一電極層時，該液滴藉由一雙向介電濕潤力切割成含有該些磁珠的一檢測部分與不含該些磁珠的一廢液部分分別對應於該些通道電極中尺寸較小者與較大者。

2. 如申請專利範圍第1項所述的磁珠式數位微流體免疫分析裝置，其中該些通道電極包括至少一第一通道電極與至少二第二通道電極，該第一通道電極的尺寸大於該些第二通道電極的尺寸，而該磁鐵對應並吸引該些磁珠趨向該些第二通道電極中遠離該第一通道電極者，而該電壓施加於該第一通道電極與該些第二通道電極中遠離該第一通道電極者，使該液滴藉由該雙向介電濕潤力切割成該檢測部分與該廢液部分分別對應於該些第二通道電

極中遠離該第一通道電極者以及該第一通道電極。

3. 如申請專利範圍第 1 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析裝置，其中該第一電極層包括多個儲液電極，該些儲液電極彼此分離，並各自連接至該些通道電極，而該液滴、一試樣液體、一試劑液體、一標誌液體與一清洗液體對應儲存於該些儲液電極，並適於經由該些通道電極彼此混合。

4. 如申請專利範圍第 3 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析裝置，其中該第一電極層更包括一廢液電極，該些儲液電極藉由該些通道電極連接至該廢液電極，而在該液滴混合該試樣液體、該試劑液體或該標誌液體之後，混合後的該液滴藉由該雙向介電濕潤力切割成該檢測部分與該廢液部分，該廢液部分分離至該廢液電極，而該清洗液體混合至該檢測部分作為清洗。

5. 如申請專利範圍第 3 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析裝置，其中該些磁珠含有多個捕捉抗體，該試樣液體含有多個待測抗原，該試劑液體含有多個偵測抗體，而該標誌液體含有多個標誌物，該些捕捉抗體、該些待測抗原、該些偵測抗體與該些標誌物藉由該些磁珠作為一固相載體而進行數位微流體免疫分析。

6. 如申請專利範圍第 5 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析裝置，其中該些標誌物包括多個螢光體，而在該液滴混合該標誌液體並切割分離出該廢液部分，且該清洗液體混合至該檢測部分作為清洗之後，該磁鐵吸引聚集該檢測部分中的該些磁珠，以檢測該些磁珠上的該些螢光體的一螢光量。

7. 如申請專利範圍第 1 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析裝置，其中該些通道電極中尺寸較大者與尺寸較小者的一面積比例介於 5 至 10 倍，使該檢測部分的體積小於該廢液部分的體積。

8. 如申請專利範圍第 1 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析裝置，其中該些磁珠的數量小於 100 顆。

9. 一種磁珠式數位微流體免疫分析裝置，適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，包括：

一下板，包括一第一電極層，該第一電極層包括彼此分離且依序排列的多個通道電極，且該些通道電極的尺寸不一致，含有該些磁珠的一液滴適於配置於該下板上，並對應於該些通道電極；

一上板，配置於該下板的上方，並包括面對該第一電極層的一第二電極層；

一分隔結構，配置於該上板與該下板之間，以區隔該上板與該下板；以及

一磁鐵，配置於該上板或該下板上，以藉由一磁力吸引該些磁珠趨向該些通道電極中尺寸較小者，而當一電壓施加於該第一電極層時，該液滴藉由一雙向介電濕潤力切割成含有該些磁珠的一檢測部分與不含該些磁珠的一廢液部分分別對應於該些通道電極中尺寸較小者與較大者，而該磁鐵吸引聚集該檢測部分中的該些磁珠作為檢測。

10. 一種磁珠式數位微流體免疫分析方法，適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，包括：

產生含有該些磁珠的一液滴於一下板上，其中該下板包括一第一電極層，該第一電極層包括彼此分離且依序排列的多個通道電極，且該些通道電極的尺寸不一致，而該液滴對應於該些通道電極；以及

藉由一磁鐵的一磁力吸引該些磁珠趨向該些通道電極中尺寸較小者，並施加一電壓於該第一電極層，使該液滴藉由一雙向介電濕潤力切割成含有該些磁珠的一檢測部分與不含該些磁珠的一廢液部分分別對應於該些通道電極中尺寸較小者與較大者。

11. 如申請專利範圍第 10 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析方法，其中該些通道電極包括至少一第一通道電極與至少二第二通道電極，該第一通道電極的尺寸大於該些第二通道電極的尺寸，而在藉由該磁鐵吸引該些磁珠趨向該些通道電極中尺寸較小者的步驟中，藉由該磁鐵對應並吸引該些磁珠趨向該些第二通道電極中遠離該第一通道電極者，而在施加該電壓於該第一電極層的步驟中，施加該電壓於該第一通道電極與該些第二通道電極中遠離該第一通道電極者，使該液滴藉由該雙向介電濕潤力切割成該檢測部分與該廢液部分分別對應於該些第二通道電極中遠離該第一通道電極者以及該第一通道電極。

12. 如申請專利範圍第 10 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析方法，更包括：

產生含有該些磁珠的該液滴、含有多個待測抗原的一試樣液體、含有多個偵測抗體的一試劑液體、含有多個標誌物的一標誌

液體與一清洗液體儲存於該第一電極層的多個儲液電極，並經由該些通道電極彼此混合。

13. 如申請專利範圍第 12 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析方法，其中該些磁珠含有多個捕捉抗體，而在產生該液滴、該試樣液體、該試劑液體、該標誌液體與該清洗液體的步驟之後，使該些捕捉抗體、該些待測抗原、該些偵測抗體與該些標誌物藉由該些磁珠作為一固相載體而進行數位微流體免疫分析。

14. 如申請專利範圍第 13 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析方法，更包括：

混合並培養該液滴與該試樣液體，使該些磁珠上的該些捕捉抗體結合該試樣液體中的該些待測抗原；

藉由該磁鐵吸引該些磁珠趨向該些通道電極中尺寸較小者，並施加該電壓於該第一電極層，使混合後的該液滴藉由該雙向介電濕潤力切割成該檢測部分與該廢液部分，而該廢液部分及該些待測抗原中未結合該些捕捉抗體者分離至該第一電極層的一廢液電極；以及

混合該清洗液體至該檢測部分作為清洗。

15. 如申請專利範圍第 14 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析方法，更包括：

混合並培養該液滴與該試劑液體，使該些磁珠上已結合該些捕捉抗體的該些待測抗原結合該試劑液體中的該些偵測抗體；

藉由該磁鐵吸引該些磁珠趨向該些通道電極中尺寸較小者，

並施加該電壓於該第一電極層，使混合後的該液滴藉由該雙向介電濕潤力切割成該檢測部分與該廢液部分，而該廢液部分及該些偵測抗體中未結合該些待測抗原者分離至該廢液電極；以及

混合該清洗液體至該檢測部分作為清洗。

16. 如申請專利範圍第 15 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析方法，更包括：

混合並培養該液滴與該標誌液體，使該些磁珠上已結合該些捕捉抗體與該些待測抗原的該些偵測抗體結合該標誌液體中的該些標誌物；

藉由該磁鐵吸引該些磁珠趨向該些通道電極中尺寸較小者，並施加該電壓於該第一電極層，使混合後的該液滴藉由該雙向介電濕潤力切割成該檢測部分與該廢液部分，而該廢液部分及該些標誌物中未結合該些偵測抗體者分離至該廢液電極；以及

混合該清洗液體至該檢測部分作為清洗。

17. 如申請專利範圍第 16 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析方法，其中該些標誌物包括多個螢光體，而在混合該液滴與該標誌液體並切割分離出該廢液部分，且混合該清洗液體至該檢測部分作為清洗的步驟之後，藉由該磁鐵吸引聚集該檢測部分中的該些磁珠，以檢測該些磁珠上的該些螢光體的一螢光量。

18. 如申請專利範圍第 10 項所述的磁珠式數位微流體免疫分析方法，其中在使該液滴切割成該檢測部分與該廢液部分的步驟中，該檢測部分的體積小於該廢液部分的體積。

19. 一種磁珠式數位微流體免疫分析方法，適於以少數磁珠進行數位微流體免疫分析，包括：

產生含有該些磁珠的一液滴於一下板上，其中該下板包括一第一電極層，該第一電極層包括彼此分離且依序排列的多個通道電極，且該些通道電極的尺寸不一致，而該液滴對應於該些通道電極；

藉由一磁鐵的一磁力吸引該些磁珠趨向該些通道電極中尺寸較小者，並施加一電壓於該第一電極層，使該液滴藉由一雙向介電濕潤力切割成含有該些磁珠的一檢測部分與不含該些磁珠的一廢液部分分別對應於該些通道電極中尺寸較小者與較大者；以及

藉由該磁鐵吸引聚集該檢測部分中的該些磁珠作為檢測。

圖式

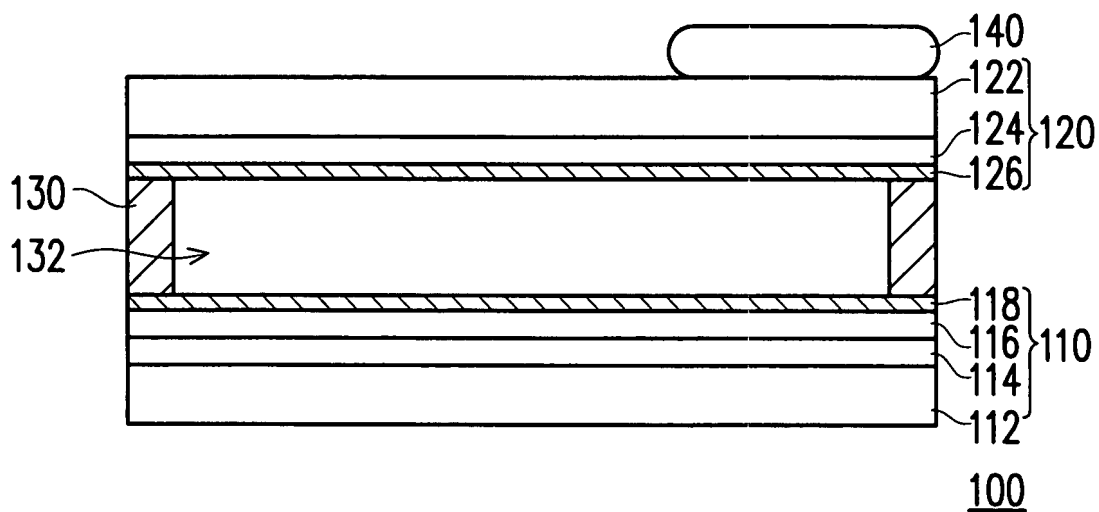


圖 1

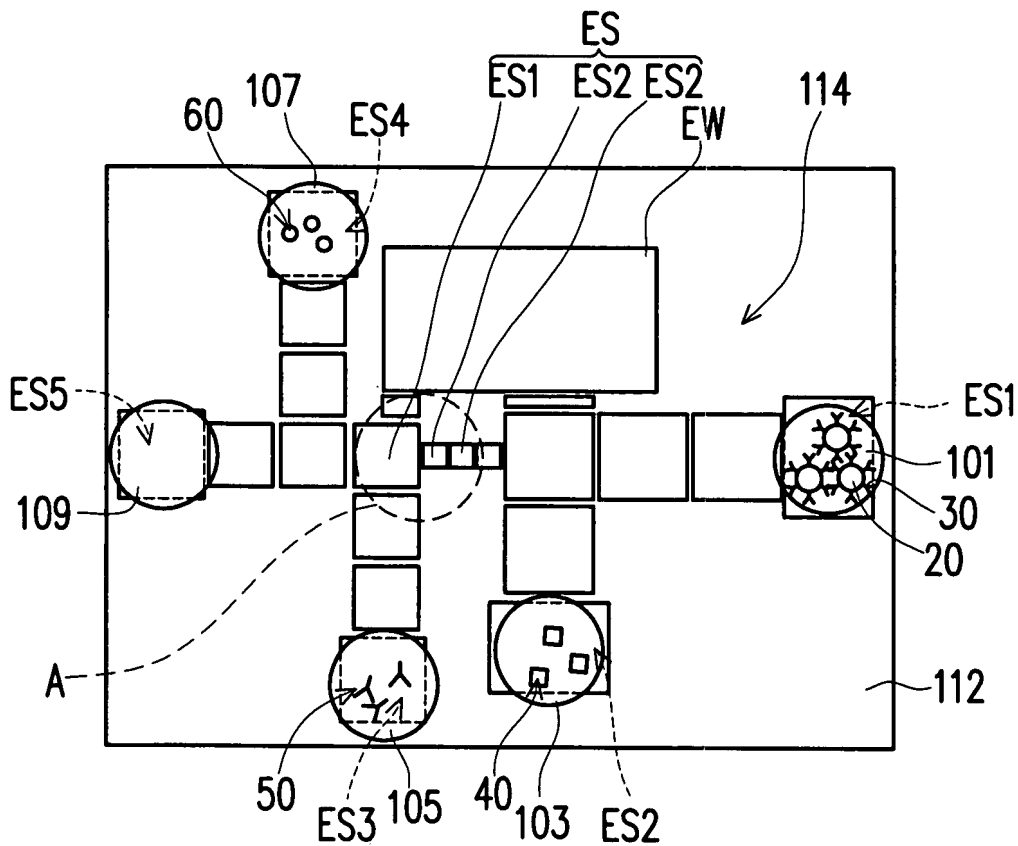


圖 2

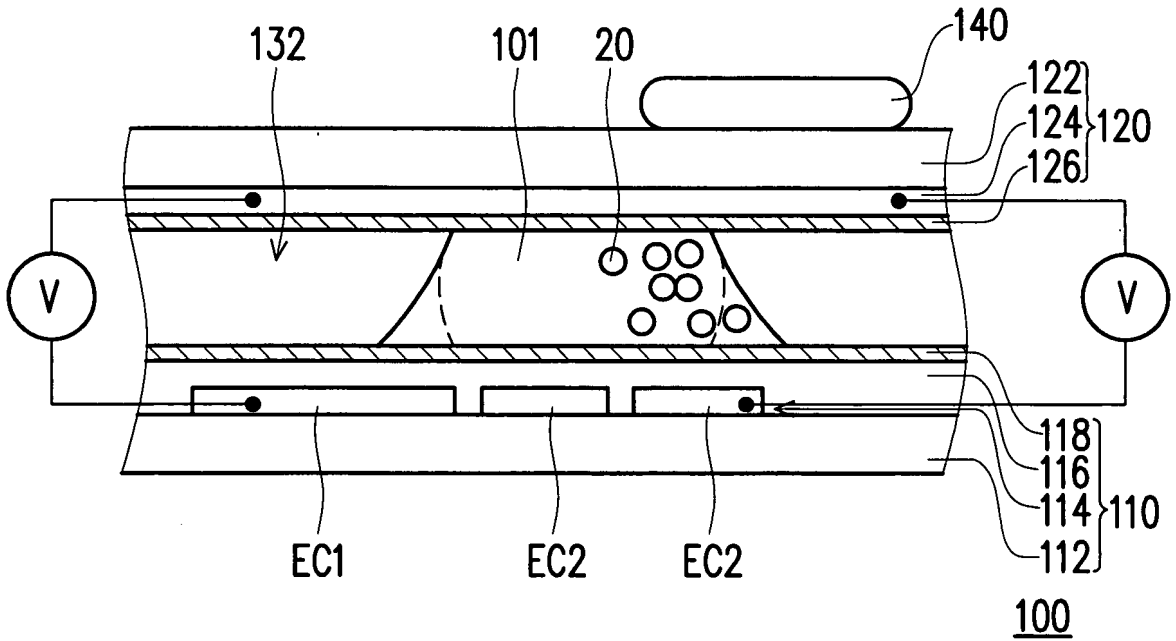


圖 3

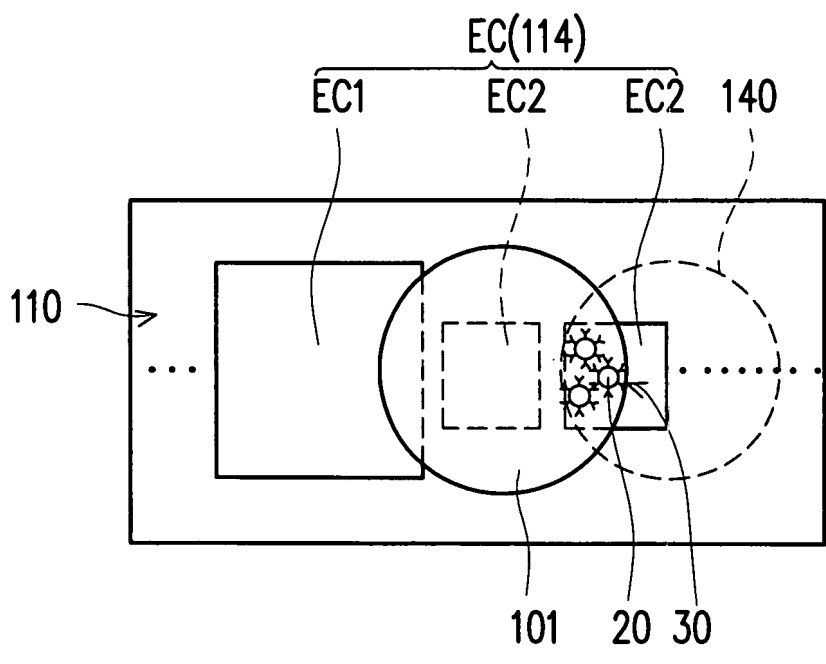


圖 4A

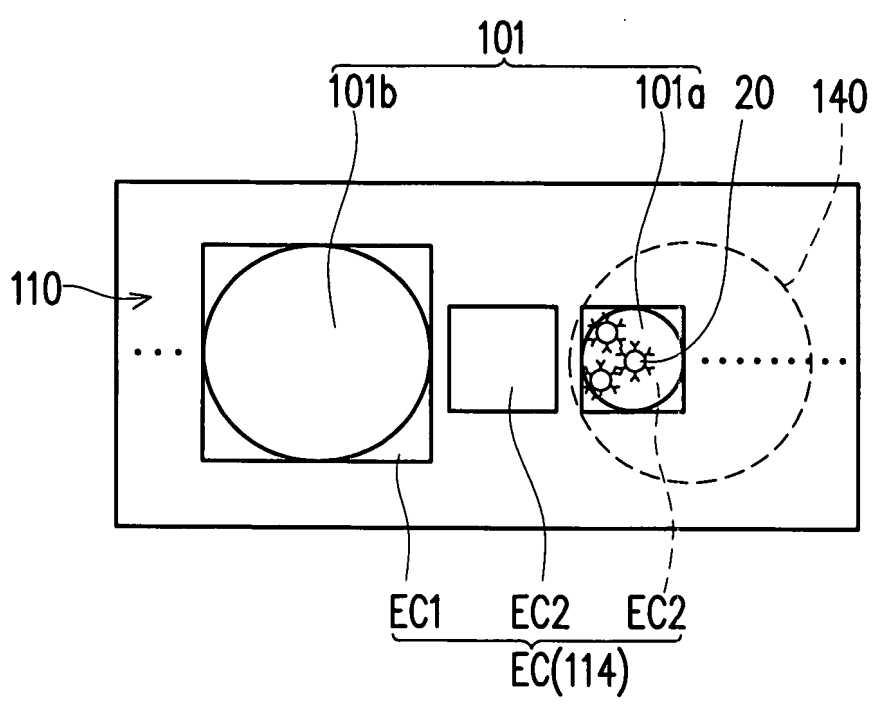


圖 4B

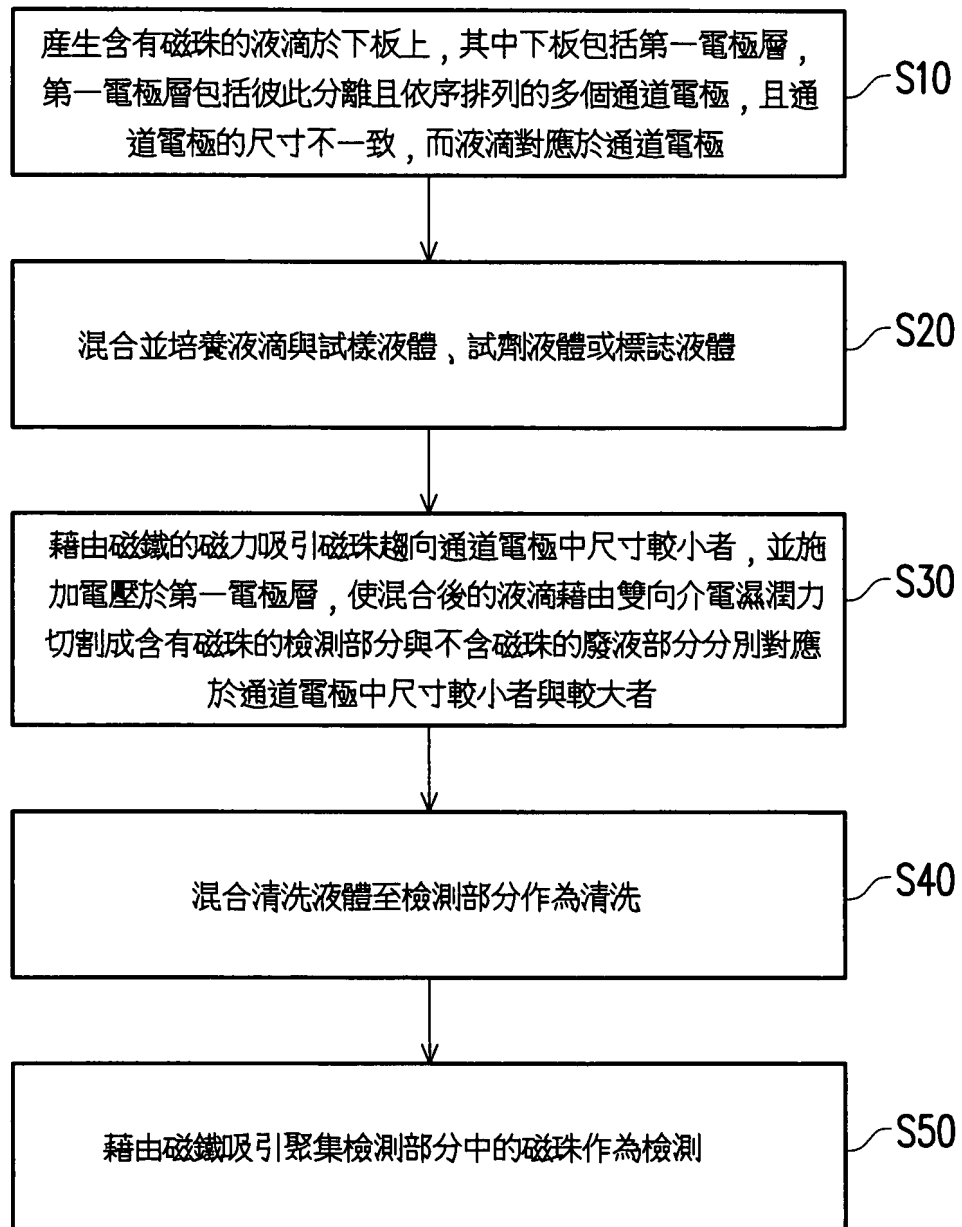


圖5

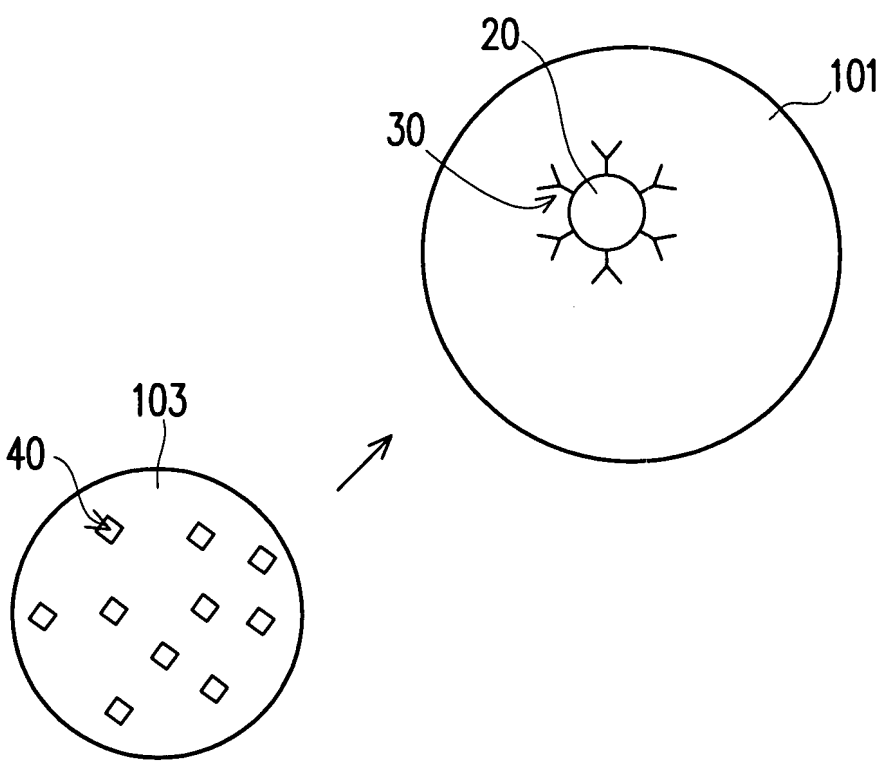


圖 6A

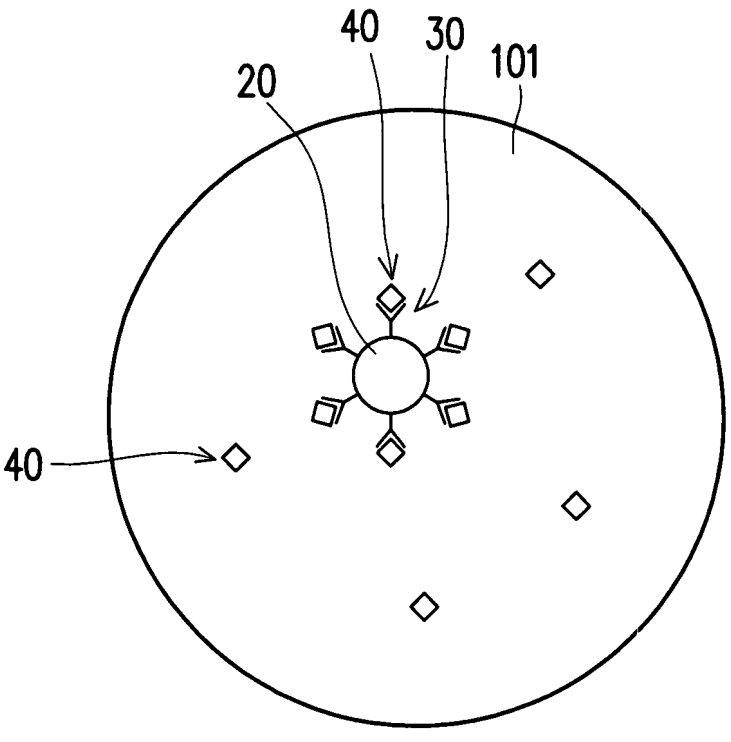


圖 6B

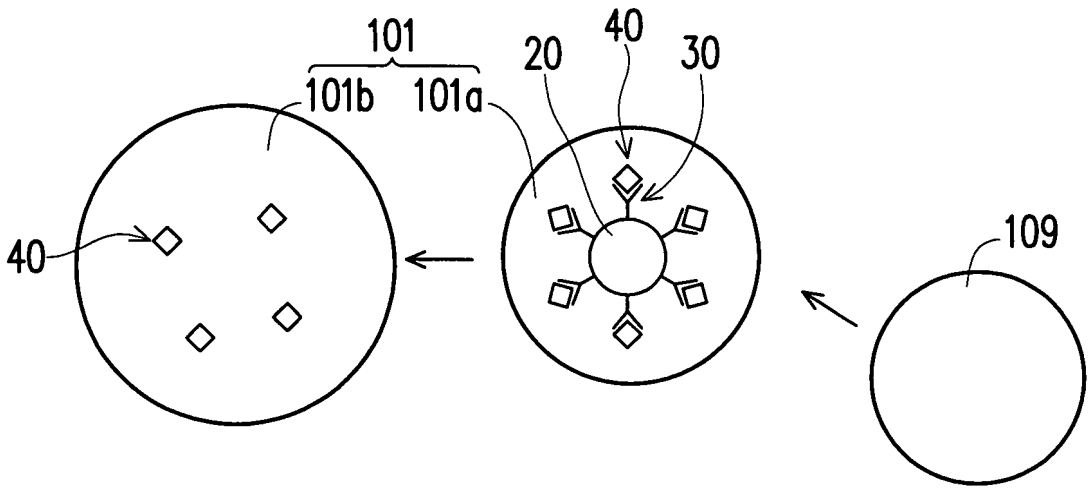


圖 6C

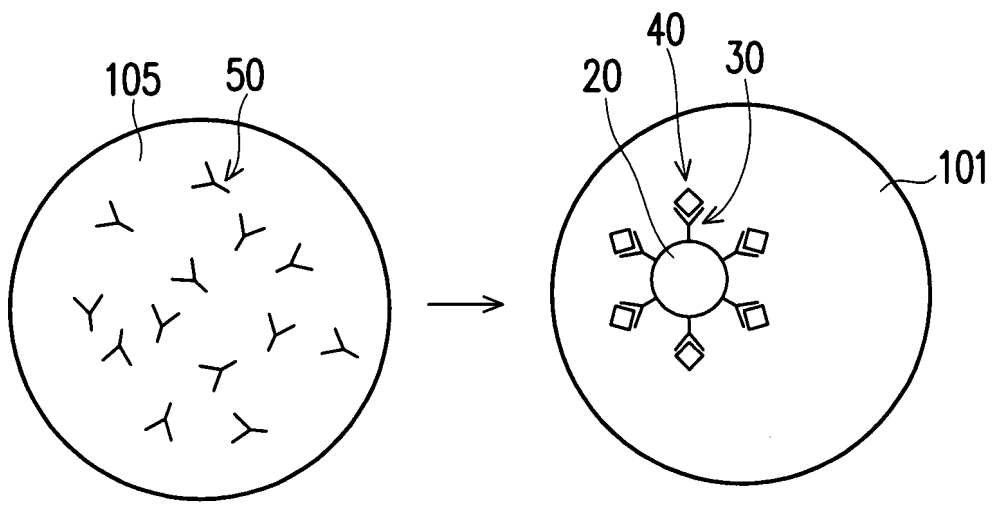


圖 6D

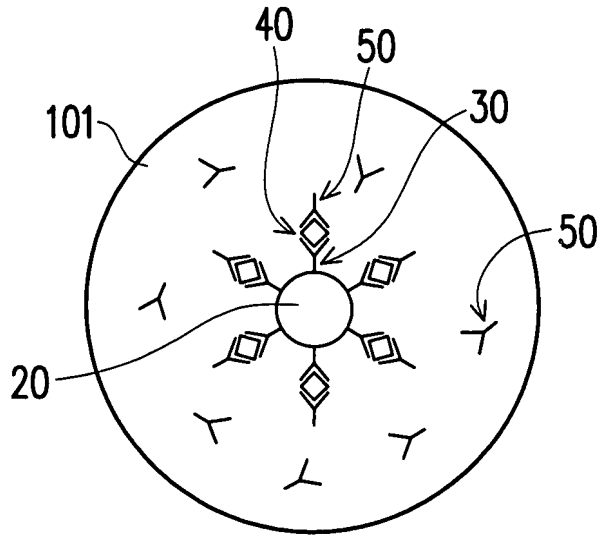


圖 6E

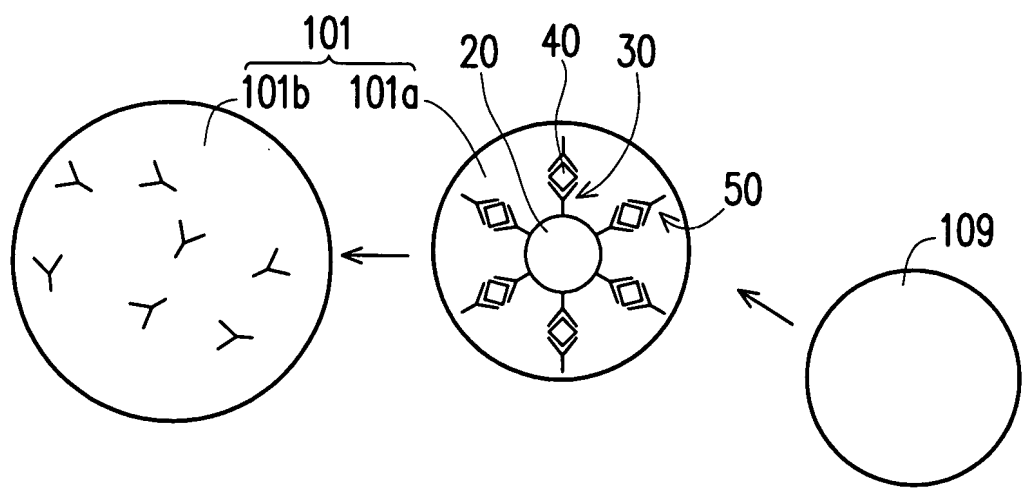


圖 6F

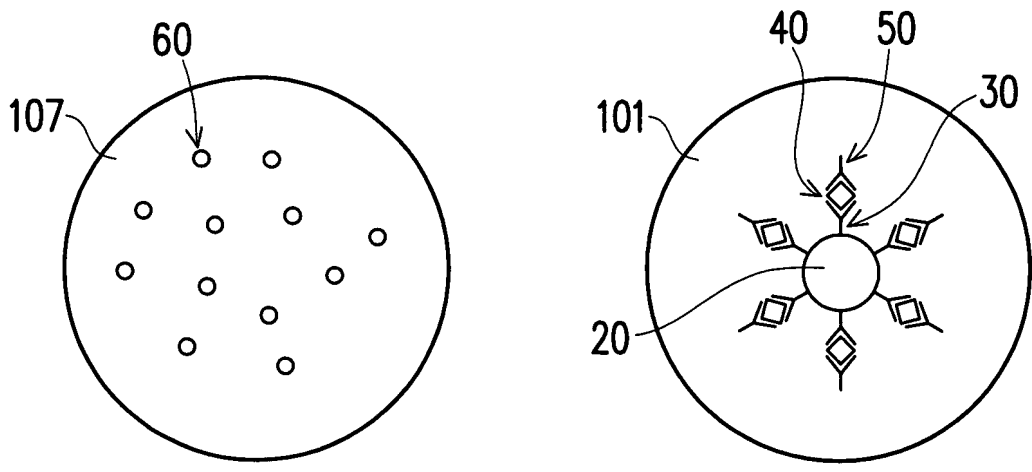


圖 6G

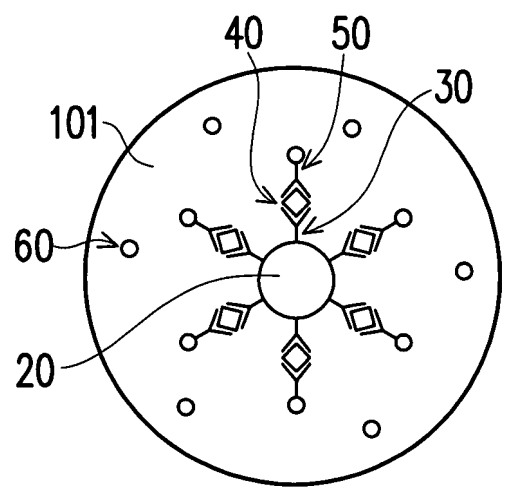


圖 6H



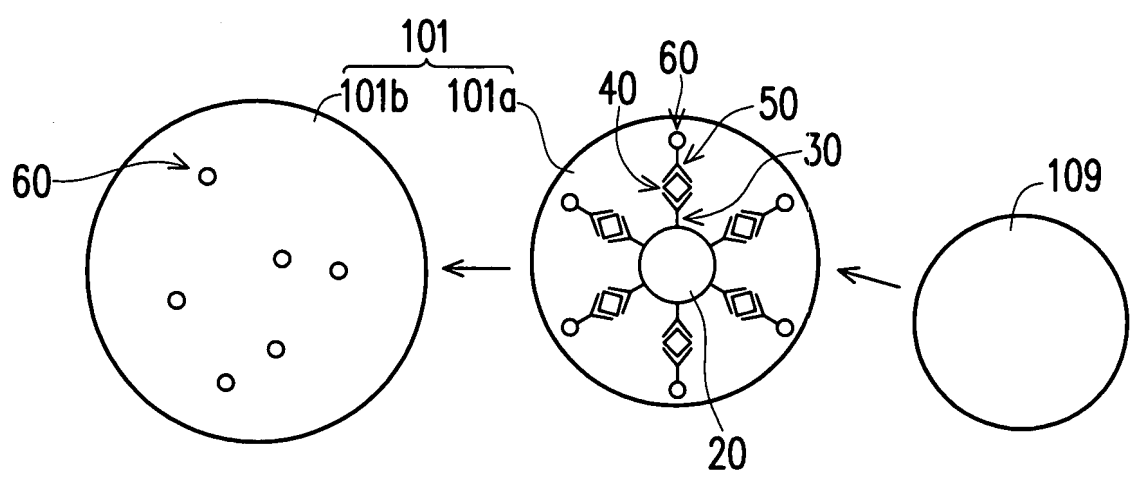


圖 6I

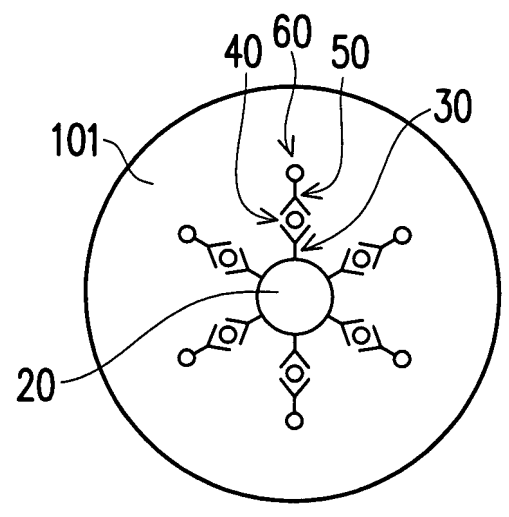


圖 6J