I481863

(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公告本 **(11)證書號數：TW I481863 B**

(45)公告日： 中華民國 104 (2015) 年 04 月 21 日

(21)申請案號：101126157 (22)申請日： 中華民國 101 (2012) 年 07 月 20 日

(51)Int. Cl.： *G01N27/327 (2006.01)*

(71)申請人：五鼎生物技術股份有限公司 (中華民國) APEX BIOTECHNOLOGY CORP. (TW)
新竹市新竹科學工業園區力行五路 7 號

(72)發明人：黃英哲 HUANG, YING CHE (TW) ；黃蘭香 HUANG, LAN HSIANG (TW) ；朱清淵 CHU, CHING YUAN (TW)

(74)代理人：馮博生

(56)參考文獻：

TW	200819745A	TW	201024721A
TW	201120444A	CN	102023180A
US	2011/0139634A1		

審查人員：陳召廣

申請專利範圍項數：33 項 圖式數：15 共 50 頁

(54)名稱

電極試片及感測試片及其製造方法及具有校正血容比之感測系統

ELECTRODE STRIP AND SENSOR STRIP AND MANUFACTURE METHOD THEREOF AND MEASUREMENT SYSTEM WITH HEMATOCRIT CORRECTION

(57)摘要

本揭露提供電極試片、感測試片、其系統及其製造方法。該感測試片包含第一反應片、第二反應片以及通氣孔。該第一反應片包含基板、第一電極層及第一絕緣層。該第一絕緣層之第一端內凹一第一深度以形成一第一反應區。該第二反應片包含第二電極層及第二絕緣層。該第二絕緣層之第一端內凹一第二深度以形成一第二反應區。通氣孔貫穿該第二絕緣層、該第二電極層以及該第一絕緣層而連通該第一反應區及該第二反應區。

The present disclosure relates to an electrode strip, a sensor strip, a system thereof and manufacture method thereof. The sensor strip includes a first reactive film, a second reactive film and a vent hole. The first reactive film includes a substrate, a first electrode layer and a first insulation layer. The first end of the first insulation layer is concaved to a first depth to form a first reactive area. The second reactive film includes a second electrode layer and a second insulation layer. The first end of the second insulation layer is concaved to second depth to form a second reactive area. The vent hole penetrates the second insulation layer, the second electrode layer and the first insulation layer so as to connect the first reactive area and the second reactive area.

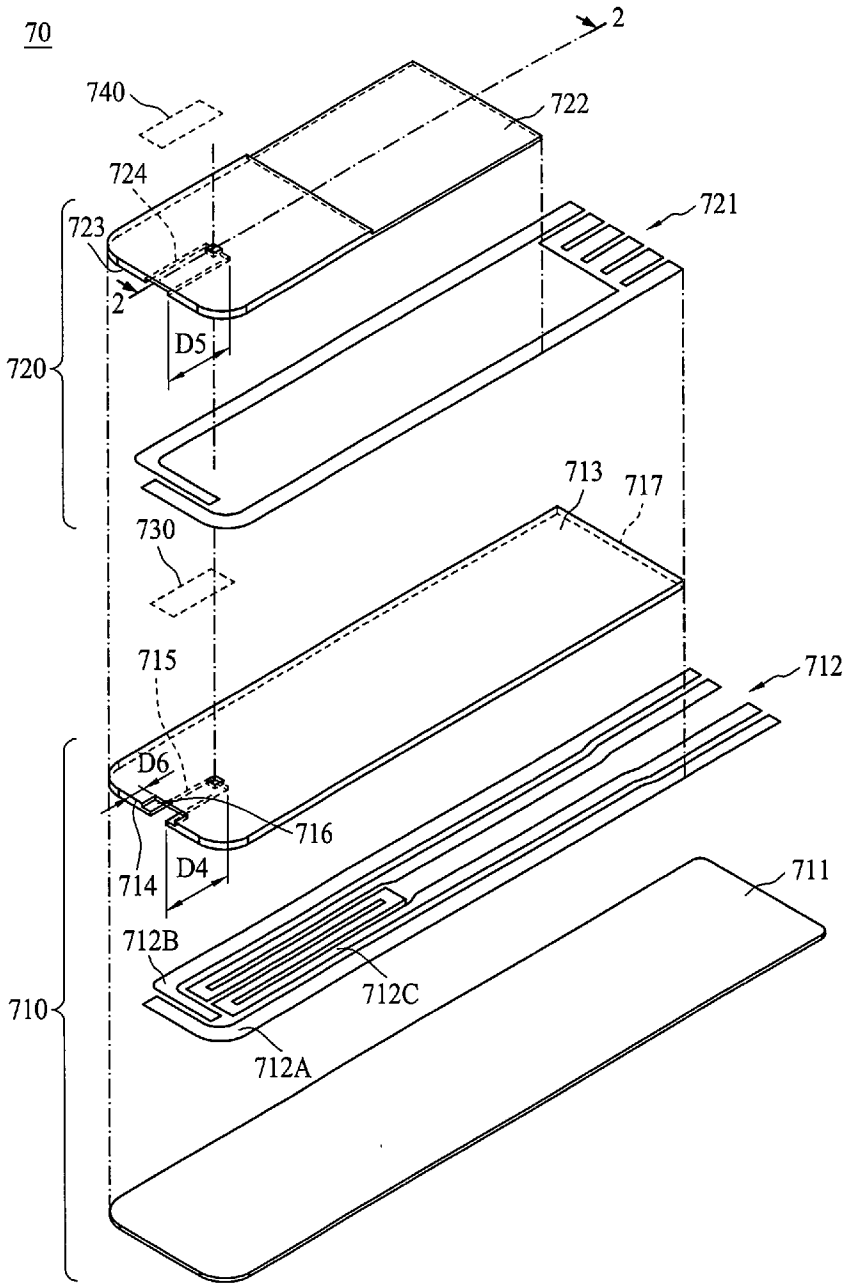


圖 8

70・・・感測試片
710・・・第一反應片
711・・・基板
712・・・第一電極層
712A・・・參考電極
712B・・・工作電極
712C・・・感測電極
713・・・第一絕緣層
714・・・第一端
715・・・第一反應區
716・・・取樣口
717・・・第二端
720・・・第二反應片
721・・・第二電極層
722・・・第二絕緣層
723・・・第一端
724・・・第二反應區
730・・・第一反應層
740・・・第二反應層

公告本

發明專利說明書

（本說明書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫）

※ 申請案號：101126157

※ 申請日期：101.7.20　　※IPC 分類：G01N 27/327 (2006.01)

一、發明名稱：（中文/英文）

電極試片及感測試片及其製造方法及具有校正血容比之感測系統

ELECTRODE STRIP AND SENSOR STRIP AND MANUFACTURE METHOD THEREOF AND MEASUREMENT SYSTEM WITH HEMATOCRIT CORRECTION

二、中文發明摘要：

本揭露提供電極試片、感測試片、其系統及其製造方法。該感測試片包含第一反應片、第二反應片以及通氣孔。該第一反應片包含基板、第一電極層及第一絕緣層。該第一絕緣層之第一端內凹一第一深度以形成一第一反應區。該第二反應片包含第二電極層及第二絕緣層。該第二絕緣層之第一端內凹一第二深度以形成一第二反應區。通氣孔貫穿該第二絕緣層、該第二電極層以及該第一絕緣層而連通該第一反應區及該第二反應區。

三、英文發明摘要：

The present disclosure relates to an electrode strip, a sensor strip, a system thereof and manufacture method thereof. The sensor strip includes a first reactive film, a second reactive film and a vent hole. The first reactive film includes a substrate, a first electrode layer and a first insulation layer. The first end of the first insulation layer is concaved to a first depth to form a first reactive area. The second reactive film includes a second electrode layer and a second insulation layer. The first end of the second insulation layer is concaved to second depth to form a second reactive area. The vent hole penetrates the second insulation layer, the second electrode layer and the first insulation layer so as to connect the first reactive area and the second reactive area.

四、指定代表圖：

(一)本案指定代表圖為：第（8）圖。

(二)本代表圖之元件符號簡單說明:

70	感測試片	716	取樣口
710	第一反應片	717	第二端
711	基板	720	第二反應片
712	第一電極層	721	第二電極層
712A	參考電極	722	第二絕緣層
712B	工作電極	723	第一端
712C	感測電極	724	第二反應區
713	第一絕緣層	730	第一反應層
714	第一端	740	第二反應層
715	第一反應區		

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

(無)

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本揭露係關於一種電極試片及感測試片，尤其係關於一種具有兩個反應區之電極試片及感測試片。特別是，該電極試片及感測試片中之兩個反應區不會有互相污染的風險。

【先前技術】

利用電化學法所製成之電極可區分成兩類：酵素電極(enzyme electrode)和非酵素電極(non-enzyme electrode)。目前文獻所提及用於偵測生化物質的電極，多為酵素電極，例如已普遍商品化之血糖電極；至於非酵素電極，多用於檢測一般性化學物質，例如測試氫離子的pH酸鹼電極。由於多數酵素電極受濕式保存條件限制、製程複雜、控制條件繁瑣等因素，導致製作成相當高而無法大量生產，且只適合研究機構或大型醫事檢測單位之技術人員使用。

有關非酵素電極的相關先前技藝，例如美國專利US 6,258,230B1揭示之電流式非酵素式電極試片，其製備係以網印方式展開反應膜層調配物，並覆蓋該調配物於兩電極系統上，該網印之反應膜層膜調配物組成，係需要大量之高分子聚合物與緩衝鹽類配製而成。然而，上述非酵素式電極試片常受到血容比(Hematocrit, Hct)因子的干擾。

在電化學方法測量檢體分析物的領域中存在著一些限制，在有限體積的反應區中檢體之組成會影響測量結果的

準確性，例如在測量血中血糖濃度時，血液的組成即成為重要的影響之一，尤其是血液中血容比(即血液中紅血球所佔比例)更是可能導致檢測結果錯誤的影響因素。

一般人正常的血容比範圍在35%至45%之間，然而仍然有一部份人的血容比範圍介於大約20%至70%之間，例如嬰兒的血容比範圍平均大約在53%至69%之間。

在電化學生物感測試片檢測中，不同比例的血容比會造成不同的影響，舉例而言，在低血容比的情況下會造成過高的檢測結果，而高血容比的情況下則會造成過低的檢測結果。以高血容比來說，紅血球會阻礙酵素以及電子媒介物的反應而降低化學溶解速率，因而造成較低的電流結果，而低血容比則相反。其次，血液檢體的阻抗也受血容比影響，因此會影響到電壓以及/或電流的測量。

再者，血容比之變異範圍相當寬廣，因此需要依賴生物感測器裝置來做分析物濃度的測量，故而，擁有血容比補償功能之感測試片和感測器的需要性更是無庸置疑的重要，故，如何建立有效去除血容比干擾的測量系統和方法即為現今相關製造廠商需進一步改進之處。

美國專利US 7,407,811(以下稱‘811專利)揭露一種測量檢體中分析物濃度時降低血容比干擾的方法，其中測量血容比的方法係於測量時提供一交流訊號於一生物檢體中，並測量該交流訊號所反應之相位角(phase angle)以及導納強度(admittance magnitude)，再配合公式導入而偵測血容比值。‘811專利藉由該測量血容比的方法進而揭露校正血

容比功能的血糖值測量方法，其係在一電化學生物感測試片上之同一組電極以及同一個反應區提供交流訊號以及直流訊號，可先提供交流訊號後再提供直流訊號或先提供直流訊號再提供交流訊號，或者該訊號亦可為交流訊號加上直流偏移直接提供於該同一組電極和同一反應區，藉由該交流訊號所反應的相位角和導納強度而偵測血容比值。

然而，‘811專利所揭露血糖值校正血容比的方法係將交流及直流訊號提供至同一反應區的生物檢體中，且共同使用一電極組進行偵測，因直流訊號以及交流訊號係於同一反應區及同一電極組容易產生雜訊干擾或者互相干擾，此外，單獨提供交流訊號加直流偏移給予同一反應區檢體所獲得之血容比值和未校正血糖值亦會互相干擾，影響測量的準確度，並且需要進行溫度的校正以獲得正確的血糖值，另外，‘811專利揭露之方法所提供的交流訊號需要使用超過一個頻率來達成目的，增加反應時間且增加操作的複雜度，綜上所述，‘811專利所揭露的方法尚有若干缺失待進一步改進。

此外，美國專利US 5,264,103(以下稱‘103專利)揭露一種生物感測器具有兩組電極分別分佈於兩個反應區內。該兩組電極設置於單一基板內，雖然可藉由該單一基板將兩組電極分隔成上下兩個反應區，但兩組電極卻極易相互干擾。例如當第一反應區利用交流電訊號偵測血容比時，第二反應區的電極相對於第一反應區的電極(交流電訊號)會產生感應訊號，而使第二反應區的直流訊號受到干擾，

因此‘103專利勢必無法同時於第一反應區及第二反應區進行感測。另外，‘103專利的生物感測器上下各有一個通氣孔，若檢體過多時，檢體可能溢出下通氣孔而造成污染。再者，若兩組電極分別設置於單一基板的上下兩側時，在製程上勢必要將印製好一組電極的基板翻面才能印製另一組電極。由於電極由上顛倒至下，因此下表面的電極極易在製程中磨損。

另外，市面上許多販售之電化學生物感測試片中，所取得之檢體體積亦會影響檢測的準確性；例如在量測血中葡萄糖濃度時，對所取得之血液檢體體積相當敏感，若取得檢體不足將影響整個計算的運作而造成誤判，因此需要克服這方面的缺點。

【發明內容】

為了改善上述習用缺失，本揭露提供一種具有校正血容比功能之感測試片及電極試片，其係藉由不同之兩組電極以及反應區分別測量血容比以及待分析物濃度。

鑑於先前技術所存在的問題，因此，本揭露係提供一種具有兩個獨立且不相互污染的反應區之感測試片及電極試片，且可改善習知技術之直流訊號及交流訊號位於同一反應區及同一電極組的相互干擾效應。由於本揭露無需溫度校正，因此可提供一種結構穩固、操作簡單及成本低廉的感測試片及電極試片。

本揭露另提供一種具有兩組反應區之電極試片，其包

含第一基板、設置於第一基板之第一電極組、第一絕緣層、第二基板、第二電極組以及第二絕緣層。該第一絕緣層設置於該第一電極組上並包含第一凹槽。第二基板設置於該第一絕緣層上並包含取樣口及孔洞。該第二電極組設置於該第二基板上且不覆蓋該孔洞。該第二絕緣層包含第二凹槽，且該孔洞垂直連通該第一凹槽及該第二凹槽。

本揭露提供一種具有兩組反應區之感測試片，包含第一反應片、第二反應片以及通氣孔。第一反應片包含基板、設置於該基板之第一電極層及第一絕緣層。第一絕緣層設置於第一電極層上且另包含第一端，而第一絕緣層之第一端內凹第一深度而形成第一反應區。第二反應片包含設置於第一絕緣層上之第二電極層及第二絕緣層。該第二絕緣層設置於第二電極層上且包含第一端。該第二絕緣層沿該第一端內凹一第二深度而形成第二反應區。此外，該通氣孔貫穿第二絕緣層、第二電極層及第一絕緣層進而連通該第一反應區及該第二反應區。

本揭露亦提供一種感測試片的製造方法，其包含下列步驟；提供一第一反應片及一第二反應片，其中該第一反應片包含內凹之一第一反應區，該第二反應片包含內凹之一第二反應區；設置該第一反應片於該第二反應片；以及形成一通氣孔，其貫穿該第一反應片並連通該第一反應區及該第二反應區。

此外，本揭露亦另提供一種電極試片的製造方法，其包含下列步驟；提供一第一基板；設置一第一電極組於該

第一基板；形成一第一絕緣層於該第一電極組，其中該第一絕緣層包含一第一凹槽；設置一第二基板於該第一絕緣層，其中該第二基板包含一取樣口及一孔洞；設置一第二電極組於該第二基板，其中該第二電極組不覆蓋該孔洞；以及形成一第二絕緣層於該第二電極組，其中該第二絕緣層包含一第二凹槽，其中該孔洞垂直連通該第一凹槽及該第二凹槽。

此外，本揭露亦另提供一種具有校正血容比之感測系統包含上述電極試片或感測試片以及感測器。電極試片或感測試片之第一電極組或第一電極層係建構供測量一分析物濃度，而第二電極組或第二電極層則係建構供測量血容比濃度。感測器包含電壓源、偵測單元及微處理器。電壓源係建構供同時提供一直流訊號至第一電極組或第一電極層以及一交流訊號至第二電極組或第二電極層。偵測單元係建構供偵測相應於分析物濃度之第一反應值以及偵測相應於血容比濃度之第二反應值。微處理器係建構供運算相應於第一反應值及第二反應值之校正血容比後的分析物濃度。

本揭露之其他目的，部分將在後續說明中陳述，而部分可由內容說明中輕易得知，或可由本揭露之實施而得知。本揭露之各方面將可利用後附之申請專利範圍中所特別指出之元件及組合而理解並達成。需了解，先述的一般說明及下列詳細說明均僅作舉例之用，並非用以限制本揭露。

上文已相當廣泛地概述本揭露之技術特徵及優點，俾使下文之本揭露詳細描述得以獲得較佳瞭解。構成本揭露之申請專利範圍標的之其它技術特徵及優點將描述於下文。本揭露所屬技術領域中具有通常知識者應瞭解，可相當容易地利用下文揭示之概念與特定實施例可作為修改或設計其它結構或製程而實現與本揭露相同之目的。本揭露所屬技術領域中具有通常知識者亦應瞭解，這類等效建構無法脫離後附之申請專利範圍所界定之本揭露的精神和範圍。

【實施方式】

本揭露揭露一種具有兩個獨立反應區之電極試片及感測試片，當一主反應區進行反應時，另一副反應區所偵測的資料可供校正主反應區的偵測資料，而使電極試片或感測試片獲取更精確的資料。

根據本揭露之一實施例中，當主反應區用於偵測血糖時，副反應區可針對干擾參數進行偵測而校正血糖數值，該些干擾參數可選自但不限於血容比、三酸甘油酯、膽固醇、尿酸、麥芽糖、半乳糖、抗壞血酸、乙醯胺酚(Acetaminophenol)、L型3、4-二羥苯丙氨酸(L-Dopa)及多巴胺(Dopamine)。

根據本揭露之一實施例中，當主反應區用於偵測膽固醇時，副反應區可針對干擾參數進行偵測而校正膽固醇數值，該些干擾參數可選自但不限於血容比、血紅素、抗壞

血酸及甲基3及4-二羥苯丙氨酸(Methyl-Dopa)。

根據本揭露之一實施例中，當主反應區用於偵測尿酸時，副反應區可針對干擾參數進行偵測而校正尿酸數值，該些干擾參數可選自但不限於血容比、血紅素、膽紅素及甲基3及4-二羥苯丙氨酸(Methyl-Dopa)。

根據本揭露之一實施例中，當主反應區用於偵測血紅素時，副反應區可針對干擾參數進行偵測而校正血紅素數值，該干擾參數係為血容比。

根據本揭露之一實施例中，當主反應區用於偵測乳酸時，副反應區可針對干擾參數進行偵測而校正乳酸數值，該些干擾參數可選自但不限於血容比、抗壞血酸、乙醯胺酚(Acetaminophenol)、及多巴胺(Dopamine)。

在本文中所稱之「基板」係指具有平直的表面及電絕緣性質之薄層片。基板的材料可選自但不限於聚氯乙烯(PVC)板、玻璃纖板(FR-4)、聚酯板(polyester suphone)、電木板、聚對苯二甲酸乙二醇酯板、聚碳酸酯板、聚丁烯對苯二甲酸酯樹脂、玻璃板或陶瓷板(CEM-1)。基板之厚度範圍介於0.03至0.7毫米、其可介於0.07至0.15毫米、例如0.5至0.62毫米。

在本文中所稱之「電極組」係指包括至少二條分離且互不相接觸的電極，以用於電耦合一感測器(圖未示)。根據本揭露之一實施例，絕緣層局部覆蓋電極組，暴露於絕緣層之電極組的一端分別形成工作電極和參考電極，而另一端為工作電極和參考電極之接頭，該些接頭係用於連接前

述感測器與檢體在電化學反應時誘發之電效應。根據本揭露之一實施例，該電極的材料可選用包括碳膠、金膠、銀膠、碳銀混合膠、揮發性石墨或銅膠中之任一種或其組合(譬如以網印先印銀膠後再印碳膠)，或其他任何適合網版印刷且可在80℃之下烘乾的導電性漿狀材料。

在本文中所稱之「絕緣層」係指以具有電絕緣性質之材質所形成且局部覆蓋「電極組」或「電極層」之薄層。根據本揭露之一實施例，絕緣層的材料可包含但不限於PVC絕緣膠帶、PET絕緣膠帶、熱乾燥型絕緣漆或紫外光固化型絕緣漆。根據本揭露之一實施例，絕緣層之厚度範圍介於0.01至0.6毫米、其可介於0.4至0.51毫米、例如0.02至0.03毫米。

在本文中所稱之「反應層調配物」包含電子媒介物、介面活性劑，然而在不同實施例中，亦可另包含專一性酵素或水溶性高分子載體。

在本文中所稱之「電子媒介物」係指可與全血中檢測標的物(例如尿酸或血紅素等)反應後，本身可由氧化狀態還原成還原狀態之物質。當電子媒介物變成還原狀態時，可藉由施加一外加電壓於電極試片上，促使電子媒介物由還原狀態逆反應回復為氧化狀態，此時化學反應的電位、電阻、或電流變化，可由導電膜與反應膜層接觸之工作電極與參考電極傳導至電極系統另一端之接頭。當此全血檢測電極試片與一感測器連接，此感測器可藉由一電壓輸出裝置給與電極試片一外加電壓，以及一訊號接收裝置，將前

述化學反應的電位、電阻、或電流變化接收，並藉由一顯示裝置將訊號轉換成檢測標的物之濃度。根據本揭露之一具體實施例，該電子媒介物可為鐵氰化鉀。根據本揭露之一實施例，該電子媒介物之含量為以反應膜層調配物(以重量計)之0.05%至6%。根據本揭露之一實施例，當該全血檢測電極試片係用於檢測尿酸時，該電子媒介物之含量為以反應膜層調配物(以重量計)之約0.3%；當該全血檢測電極試片係用於檢測血紅素時，該電子媒介物之含量為以反應膜層調配物(以重量計)之約3%。

本文中所稱之「介面活性劑」為加強待測物質與電子媒介物之反應強度之物質，其包含但不限於十二烷基硫酸鈉(sodium dodecyl sulfate)、十二烷基硫酸鈉(Sodium dodecyl sulfonate)、Tween 20、Triton X-100、膽鹽酸鈉或其衍生物，且介面活性劑之含量為以反應層調配物(以重量計)之約0.01%至約1%。

本文中所稱之「水溶性高分子載體」，係指可使電子媒介物乾燥後附著於電絕緣材質上，並加強反應膜層膜與液態檢體之間的接觸作用之物質。根據本揭露之一實施例，該水溶性高分子載體之顆粒粒徑大小在100微米以下，才能使水溶性高分子載體均勻分布於反應膜層調配物液體中而不易沉澱。一旦反應膜層膜經乾燥後，若水溶性高分子載體之顆粒分布不均勻，將造成導電不良或局部水溶性電子媒介物與液態檢體作用不均，產生不正確之檢測結果。根據本揭露之一實施例，該水溶性高分子載體可為選自下列

所組成群組之物質：聚乙烯醇(PVA)、聚乙烯　咯酮(PVP)、聚乙二醇(PEG)、明膠(gelatin)、羧甲基纖維素(CMC；carboxymethyl cellulose)、甲基纖維素(methyl cellulose)及其混合物。根據本揭露之一實施例，該水溶性高分子載體之含量為以反應膜層調配物(以重量計)之5%以下。

為了使本揭露之敘述更加詳盡與完備，可參照下列描述並配合下列圖式，其中類似的元件符號代表類似的元件。然以下實施例中所述，僅用以說明本揭露，並非用以限制本揭露的範圍。

圖1係一分解示意圖，例示本揭露一實施例之電極試片10。根據本揭露之一實施例，電極試片10包含第一基板100、第一電極組110、第一絕緣層120、第二基板130、第二電極組140以及第二絕緣層150。

如圖1所示之實施例中，第一基板100的材料可為聚氯乙烯(PVC)板。第一電極組110係設置於第一基板100之上。第一電極組110包含一參考電極111、一工作電極112以及一感測電極113。由於感測電極113相對於參考電極111及工作電極112設置於距離第一絕緣層120之開口122之最遠處，因此可供確認檢體是否能與參考電極111及工作電極112完全反應。在其他實施例(圖未示)中更可包含複數個用於其他功能的辨識電極，以供確認試片是否正確地安置於上述感測器(圖未示)中。

如圖1所示之實施例中，第一絕緣層120設置於該第一電極組110上並包含第一凹槽121，其暴露第一電極組110之

參考電極111、工作電極112以及感測電極113。再者，第一絕緣層120亦暴露遠離第一凹槽121之第一電極組110之接頭區114，接頭區114之各接頭可與感測器(圖未示)電性連接。換言之，第一絕緣層120並不覆蓋第一電極組110之接頭區114。

當第二基板130設置於第一絕緣層120上時，該第一凹槽121係設置於第一基板100及第二基板130之間而形成第一反應區123(以虛線表現)。如圖1所示之實施例中，第二基板130包含一取樣口131及一孔洞132，該取樣口131可破壞液態檢體之表面張力，因此可協助檢體快速導入第一反應區123中。此外，該孔洞132可提供毛細作用力導引液態檢體進入第一反應區123。

如圖1所示之實施例中，電極試片10另包含一第一反應層160(以虛線表示)，其係覆蓋於第一反應區123上之一膜層。第一反應層160係由反應層調配物以滴加方式或以印刷方式形成於第一反應區123上。

第二電極組140設置於該第二基板130上，須注意的是第二電極組140之參考電極141及工作電極142並無覆蓋第二基板130之孔洞132。換言之，位於孔洞132之氣體分子可擴散至第二電極組140。在此實施例中，第二電極組140可施加交流訊號或交流訊號加上直流偏移(offset)，以供偵測血容比值或上述副反應區的各種干擾參數，因此第一電極組110可施加直流訊號以供偵測上述主反應區的各種物質。然而在其他實施例(圖未示)中，第一電極組110可施加交

流訊號或交流訊號加上直流偏移(offset)，以供偵測血容比值或上述副反應區的各種干擾參數，因此第二電極組140可施加直流訊號以供偵測上述主反應區的各種資料。此外，由於第一電極組110與第二電極組140並非設置於相同基板內，因此當第一電極組110偵測血容比值時，第二電極組140所施加的直流訊號並不會受到第一電極組110的干擾。再者，由於第一電極組110及第二電極組140並非設置於相同基板的上下兩面，因此第一電極組110或第二電極組140不容易在製程中而磨損。

如圖1所示，第二絕緣層150包含第二凹槽151，其具有一開口152。在此實施例中，電極試片10另包含一上蓋170。上蓋170設置於第二絕緣層150上且包含一通孔171。此外，第二凹槽151設置於上蓋170及第二基板130之間而形成第二反應區153(以虛線表現)。在此實施例中，電極試片10另包含一第二反應層180(以虛線表示)，其係覆蓋於第二反應區153上之一膜層。第二反應層180係由反應層調配物以滴加方式或以印刷方式形成於第二反應區153上。

另外，第二絕緣層150亦暴露遠離第二凹槽151之第二電極組140之接頭區143，接頭區143之各接頭可與感測器(圖未示)電性連接。換言之，第二絕緣層150並不覆蓋第二電極組140之接頭區143。此外，第一電極組110之該接頭區114不重疊於第二電極組140之接頭區143。

如圖1所示，孔洞132垂直連通第一凹槽121及第二凹槽151，且通孔171可經由第二凹槽151連通孔洞132，因此第

一凹槽121之氣體分子可經由孔洞132及通孔171擴散至上蓋170之上。換言之，當檢體液體由取樣口131進入第一反應區123及第二反應區153時，通孔171及孔洞132所提供的毛細作用力可導引檢體液體分別進入第一反應區123及第二反應區153。在此實施例中，通孔171及孔洞132可選自圓形、方形及不規則形狀。此外，通孔171之孔徑範圍介於1.6x0.7毫米至2.0x1.1毫米而孔洞132之孔徑範圍介於0.5x0.5毫米至1.6x0.7毫米。

為了使檢體液體分別進入第一反應區123及第二反應區153，且第一反應區123及第二反應區153之檢體液體不會互相污染，本揭露設計孔洞132之孔徑可小於或等於通孔171之孔徑，以供增加毛細作用力，而避免第一反應區123之檢體液體經由孔洞132污染第二反應區153之檢體液體，反之亦然。

此外，本揭露設計第一反應區123具有第一深度D1，第二反應區153具有第二深度D2，取樣口131具有第三深度D3，且第一深度D1及第二深度D2皆長於第三深度D3。由於第一反應區123及第二反應區153係容置相同來源之檢體液體，因此本揭露之第一深度D1及第二深度D2係建構供分隔第一反應區123之檢體及第二反應區153之檢體。具體而言，由取樣口131進入之檢體液體的容量為一定量，因此第一反應區123及第二反應區153可設計容置相對應之檢體液體容量，是故第一反應區123之檢體液體不會污染到第二反應區153之檢體液體。第一反應區123之第一深度D1可設計為長

於第二反應區153之第二深度D2；然而在其他實施例(圖未示)中，第二反應區153之第二深度D2亦可設計為長於第一反應區123之第一深度D1。

再者，本揭露之第二基板130鄰近取樣口131之一端133可形成一疏水性表面，此疏水性表面可協助檢體液體由取樣口131分隔開，進而避免檢體液體留置於取樣口131而造成第一反應區123及第二反應區153之檢體液體互相污染。如圖1所示，取樣口131之第三深度D3小於第一深度D1或第二深度D2，第三深度D3可內縮0.15至1.5毫米，例如內縮0.3至0.8毫米。

如圖1之實施例所示，第一凹槽121之開口122之口徑與第二凹槽151之開口152之口徑皆小於取樣口131之口徑。在其他實施例(圖未示)中，開口122及開口152之口徑可設計成等於取樣口131之口徑。在另一實施例(圖未示)中，開口122及開口152之口徑亦可設計成大於取樣口131之口徑。由於取樣口131主要係用來破壞檢體液體的表面張力，是故第二基板130之取樣口131之口徑的形狀可如半圓形(圖2所示)、契形(圖3所示)、水滴形(圖4所示)或凹形(圖5所示)。檢體液體係經由取樣口131分開並分別流入第一反應區123及第二反應區153。換言之，取樣口131可將檢體液體隔開。根據圖1至圖5所示的各種取樣口實施例以及無取樣口實施例(圖未示)執行檢體液體隔開實驗。上述各個實施例取樣數為100片並以同樣的檢體液體進行實驗。由圖6可知，不具有取樣口之實施例約有15%無法將液體分流，而其他各種實

施例皆可使檢體液體100%分流至第一反應區123及第二反應區153。

將圖1所示之電極試片10之各層堆疊後，沿剖面線1-1之剖面圖如圖7所示。電極試片10包含第一基板100、第一電極組110、第一絕緣層120、第二基板130、第二電極組140、第二絕緣層150以及上蓋170。如圖7之實施例所示，上蓋170之通孔171經由第二凹槽151及第二電極組140與第一絕緣層120之孔洞132連通，因此第一凹槽121與第二凹槽151彼此連通。由於取樣口131之一端133係疏水性表面，因此當檢體進入取樣口131後，檢體並不會停留於取樣口131。再者，因為第一凹槽121與第二凹槽151之毛細作用力會將檢體吸入，因此檢體不會停留於取樣口131。同時由於通孔171與孔洞132相互連通，是故當檢體吸入第一凹槽121與第二凹槽151時，第一凹槽121與第二凹槽151的氣體可由通孔171順利地排出。此外，由於通孔171設置於上蓋170，因此檢體由通孔171溢出而污染的可能性較‘103專利的污染可能性低。

如圖8所示之實施例，本揭露提供另一感測試片70，包含第一反應片710及第二反應片720。第一反應片710包含基板711、第一電極層712及第一絕緣層713。第一電極層712包含參考電極712A、工作電極712B及感測電極712C。第一電極層712係設置於基板711上，並由第一絕緣層713部分覆蓋。換言之，第一電極層712設置於第一絕緣層713與基板711之間。在此實施例中，第一絕緣層713包含第一端714，

其鄰近第一電極層712之一側內凹以形成第一反應區715，此第一反應區715具有第一深度D4。再者，第一絕緣層713另包含第二端717，且第一絕緣層713暴露鄰近第二端717之第一電極層712之電極712A、712B、712C。

如圖8所示，第二反應片720包含第二電極層721及第二絕緣層722。第二電極層721設置於第一絕緣層713上，且第二絕緣層722部分覆蓋第二電極層721。換言之，第二電極層721設置於第二絕緣層722與第一絕緣層713之間。在此實施例中，第二絕緣層722包含第一端723，其內凹以形成第二反應區724，其中該第二反應區724具有第二深度D5。此外，第一絕緣層713遠離基板711之第一端714內凹形成一取樣口716，其具有第三深度D6。換言之，第一端714靠近第二電極層721之一側內凹以形成取樣口716。在此實施例中，第一深度D4及第二深度D5皆長於第三深度D6。在此實施例中，第二電極層721可施加交流訊號或交流訊號加上直流偏移(offset)，以供偵測血容比值或上述副反應區的各種干擾參數，因此第一電極層712可施加直流訊號以供偵測上述主反應區的各種物質。然而在其他實施例(圖未示)中，第一電極層712可施加交流訊號或交流訊號加上直流偏移(offset)，以供偵測血容比值或上述副反應區的各種干擾參數，因此第二電極層721可施加直流訊號以供偵測上述主反應區的各種資料。

此外，感測試片70另包含第一反應層730及第二反應層740，其中第一反應層730與圖1之第一反應層160的功能及

位置相似，第二反應層740與圖1之第二反應層180的功能及位置相似。

將圖8所示之感測試片70之各層堆疊後，沿剖面線2-2之剖面圖如圖9所示。感測試片70包含基板711、第一電極層712、第一絕緣層713、第二電極層721(因為太薄，故未圖示)以及第二絕緣層722。在此實施例中，感測試片70另包含通氣孔750，其貫穿第二絕緣層722、第二電極層721及第一絕緣層713，進而連通第一反應區715及第二反應區724。當第一反應區715及第二反應區724導入檢體溶液時，該通氣孔750係建構供氣體排出而產生毛細作用力，在此實施例中，通氣孔750係在第二絕緣層722及第一絕緣層713上壓孔(Punch)形成或是以雷射削熔的方式形成通氣孔750。由於第一反應區715及第二反應區724可容置相同來源之檢體液體，且第一反應區715之第一深度D4及第二反應區724之第二深度D5係建構以分隔第一反應區715之檢體與第二反應區724之檢體，因此第一反應區715及第二反應區724中的檢體液體並不會相互污染。再者，遠離基板711之第一端714形成疏水性表面，因此檢體液體由取樣口716進入第一反應區715及第二反應區724時，檢體液體並不會停留於靠近取樣口716之疏水性表面(如矽樹脂表面)而避免第一反應區715及第二反應區724之檢體互相污染。

圖10為本揭露所提供之另一實施例，此實施例之電極試片20包含第一基板200、第一電極組210、第一絕緣層220、第二基板230、第二電極組240、第二絕緣層250以及上蓋

270。其組裝及排列方式類似圖1實施例之電極試片10，在此不再贅述。電極試片20的特點在於上蓋270、第二絕緣層250、第二基板230、第一絕緣層220及第一基板200相對應於取樣口231的一端形成錐型，而取樣口231設置於靠近錐頂處。在其他實施例(圖未示)中，亦可只有第二基板230形成錐型。此錐型係於取樣口231收斂，因此取樣口231的接觸面積會縮小，是故檢體液體經由取樣口231分流至第一凹槽221及第二凹槽251的液體體積會減少，而使第一凹槽221的檢體不會污染第二凹槽251的檢體。此外，上述利用錐型縮小接觸面積的方式亦可由其他縮小接觸面積的方式取代，例如將第二基板230截角進而縮小取樣口231的接觸面積。

此外，如圖10之實施例所述之第一絕緣層220及第二基板230亦可整合如同圖8所示之第一絕緣層713，而第二絕緣層250以及上蓋270亦可整合如同圖8所示之第二絕緣層722。

圖11為本揭露所提供之圖10的變化實施例，此實施例之電極試片30包含第一基板300、第一電極組310、第一絕緣層320、第二基板330、第二電極組340、第二絕緣層350以及上蓋370。其組裝及排列方式類似圖1實施例之電極試片10，在此不再贅述。電極試片30的特點在於取樣口331設置於第二基板330之一邊角。由於取樣口331位於邊角處，因此取樣口331的接觸面積會縮小，是故檢體液體經由取樣口331分流至第一凹槽321及第二凹槽351的液體體積會

減少，進而使第一凹槽321的檢體不會污染第二凹槽351的檢體。圖11之實施例與圖10實施例之差異在於取樣口231及331的設置位置。此外，如圖11所示，第一凹槽321及第二凹槽351亦可將對應於該取樣口231的位置設置。在此實施例中，第一凹槽321之縱軸與該第一絕緣層330之縱軸之間有一夾角，該夾角範圍可介於20度至70度之間。另，第二凹槽351之縱軸與該第二絕緣層350之縱軸之間有一夾角，該夾角範圍可介於20度至70度之間。再者，第一電極組310及第二電極組340亦可相對應於取樣口331的位置朝向該邊角偏折。

如圖12所示之流程圖，本揭露之感測試片(參照如圖8所示之結構)的製造方法包含下列步驟。步驟910提供一第一反應片及一第二反應片，其中第一反應片包含內凹之一第一反應區，而第二反應片包含內凹之一第二反應區。步驟920設置第一反應片於第二反應片之上表面或下表面。步驟930形成一通氣孔，通氣孔貫穿第一反應片並連通第一反應區及第二反應區。上述步驟並不限於如圖12所示之順序。舉例而言，根據本揭露之製造方法，第一反應片可於形成通氣孔(步驟930)後，再將第一反應片設置於第二反應片(步驟920)。此外，通氣孔形成步驟930可由但不限於雷射削熔的方式所形成，例如亦可用壓孔的方式形成通氣孔。

如圖13所示之流程圖，本揭露之第一反應片提供步驟910另包含下列步驟。步驟911提供一基板，接著執行步驟912。步驟912設置一第一電極層於基板，並執行步驟913

。步驟913形成一第一絕緣層於第一電極層，其中第一絕緣層之一第一端內凹一第一深度以形成第一反應區。其中第一絕緣層形成步驟913可由塗佈或印刷的方式形成。然而在其他實施例(圖未示)中，第一反應片提供步驟910另包含塗佈或印刷一第一反應層於第一反應區之步驟。此外，根據其他實施例(圖未示)中，第一絕緣層形成步驟913另包含暴露鄰近第一絕緣層之一第二端的第一電極層之一電極之步驟。

如圖14所示之流程圖，本揭露之第二反應片提供步驟910另包含下列步驟。步驟914設置一第二電極層於第一絕緣層，接著執行步驟915。步驟915形成一第二絕緣層於第二電極層，其中第二絕緣層之一第一端內凹一第二深度以形成第二反應區。其中第二絕緣層形成步驟915可由塗佈或印刷的方式形成。上述步驟911至913與步驟914至915之間的順序並不限於按照步驟之數字。然而在其他實施例(圖未示)中，第二反應片提供步驟910另包含塗佈或印刷一第二反應層於第二反應區之步驟。此外，根據其他實施例(圖未示)中，第二絕緣層形成步驟915另包含暴露鄰近第二絕緣層之一第二端的第二電極層之一電極之步驟。

如圖15所示之流程圖，本揭露之電極試片(參照如圖1所示之結構)的製造方法包含下列步驟。步驟1210提供一第一基板，接著執行步驟1220。步驟1220設置一第一電極組於第一基板，接著執行步驟1230。步驟1230形成一第一絕緣層於第一電極組，其中第一絕緣層包含一第一凹槽，接

著執行步驟1240。步驟1240設置一第二基板於第一絕緣層，其中第二基板包含一取樣口及一孔洞，接著執行步驟1250。步驟1250設置一第二電極組於第二基板，其中第二電極組不覆蓋孔洞，接著執行步驟1260。步驟1260形成一第二絕緣層於第二電極組，其中第二絕緣層包含一第二凹槽，其中孔洞垂直連通第一凹槽及第二凹槽。其中第一絕緣層形成步驟1230及第二絕緣層形成步驟1260可分別由塗佈或印刷的方式形成。

在其他實施例(圖未示)中，電極試片的製造方法另包含下列步驟。步驟1270塗佈或印刷一第一反應層於第一凹槽。步驟1280塗佈或印刷一第二反應層於第二凹槽。上述步驟1210至1260與步驟1270至1280之間的順序並不限於按照步驟之數字。

在另一實施例(圖未示)中，電極試片的製造方法另包含步驟1290。步驟1290覆蓋一上蓋於第二絕緣層之步驟，其中上蓋含有一通孔，通孔連通孔洞。上述步驟1210至1260、步驟1270至1280與步驟1290之間的順序並不限於按照步驟之數字。

此外，本揭露另提供一種具有校正血容比之感測系統，包含上述各種實施例所述的電極試片或感測試片以及一感測器。其中該第一電極組或該第一電極層係建構供測量一分析物濃度(例如上述主反應區的各種分析物濃度)，而該第二電極組或該第二電極層係建構供測量血容比濃度或上述副反應區的各種干擾參數濃度。該感測器係

建構供電性連接該電極試片或該感測試片，並該感測器包含一電壓源、一偵測單元及一微處理器。該電壓源係建構供同時提供一直流訊號至該第一電極組或該第一電極層以及同時提供一交流訊號(或是交流訊號加上直流偏移)至該第二電極組或該第二電極層。該偵測單元係建構供偵測相應於該分析物濃度之一第一反應值以及偵測相應於該血容比濃度之一第二反應值。該微處理器係建構供運算相應於該第一反應值及該第二反應值之校正血容比後的該分析物濃度。

據上所述，本揭露之感測試片及電極試片，不但製程簡易、成本低廉，更能有效避免兩個反應區內的檢體相互污染，適合於居家監控以及快速診斷用。雖然本揭露已以實施例揭露如上，然其並非用以限定本揭露，任何熟習此技藝者，在不脫離本揭露之精神範圍內，當可做些許之更動與潤飾，因此本揭露之保護範圍當視後附之申請專利範圍所界定者為準。

本揭露之技術內容及技術特點已揭示如上，然而本揭露所屬技術領域中具有通常知識者應瞭解，在不背離後附申請專利範圍所界定之本揭露精神和範圍內，本揭露之教示及揭示可作種種之替換及修飾。例如，上文揭示之許多元件可以不同之結構實施或以其它相同功能的結構予以取代，或者採用上述二種方式之組合。

此外，本案之權利範圍並不侷限於上文揭示之特定實施例的裝置、元件或結構。本揭露所屬技術領域中具有通

常知識者應瞭解，基於本揭露教示及揭示裝置、元件或結構，無論現在已存在或日後開發者，其與本案實施例揭示者係以實質相同的方式執行實質相同的功能，而達到實質相同的結果，亦可使用於本揭露。因此，以下之申請專利範圍係用以涵蓋此類裝置、元件或結構。

【圖式簡單說明】

圖1為根據本揭露之一實施例之電極試片之分解示意圖；

圖2至圖5為根據本揭露之各種實施例之第二基板之取樣口之示意圖；

圖6為根據本揭露之圖1至圖5之實施例的檢體隔開實驗結果之示意圖；

圖7為根據本揭露之圖1之實施例沿剖面線1-1之剖面圖；

圖8為根據本揭露之另一實施例之感測試片之分解示意圖；

圖9為根據本揭露之圖7之實施例沿剖面線2-2之剖面圖；

圖10為根據本揭露之再一實施例之電極試片之分解示意圖；

圖11為根據本揭露之又一實施例之電極試片之分解示意圖；

圖12為根據本揭露之感測試片的製造方法之流程圖；

圖13為根據圖12之感測試片製造方法中第一反應片提供步驟之流程圖；

圖14為根據圖12之感測試片製造方法中第二反應片提供步驟之流程圖；以及

圖15為根據本揭露之電極試片的製造方法之流程圖。

【主要元件符號說明】

10 電極試片

20 電極試片

30 電極試片

70 感測試片

100 第一基板

110 第一電極組

111 參考電極

112 工作電極

113 感測電極

114 接頭區

120 第一絕緣層

121 第一凹槽

122 開口

123 第一反應區

130 第二基板

131 取樣口

132 孔洞

133 端

140 第二電極組

141 參考電極

142 工作電極

143 接頭區

150 第二絕緣層

151 第二凹槽

152 開口

153 第二反應區

160 第一反應層

170 上蓋

171 通孔

180 第二反應層

200 第一基板

210 第一電極組

220 第一絕緣層

221 第一凹槽

230 第二基板

231 取樣口

240 第二電極組

250 第二絕緣層

251 第二凹槽

270 上蓋

300 第一基板

310 第一電極組

320 第一絕緣層

321 第一凹槽

330 第二基板

331 取樣口

340 第二電極組

350 第二絕緣層

351 第二凹槽

370 上蓋

710 第一反應片

711 基板

712 第一電極層

712A 參考電極

712B 工作電極

712C 感測電極

713 第一絕緣層

714 第一端

715 第一反應區

716 取樣口

717 第二端

720 第二反應片

721 第二電極層

722 第二絕緣層

723 第一端

724 第二反應區

730 第一反應層

740 第二反應層

750 通氣孔

七、申請專利範圍：

1. 一種電極試片，包含：

一第一基板；

一第一電極組，設置於該第一基板；

一第一絕緣層，包含一第一凹槽，該第一絕緣層設置於該第一電極組；

一第二基板，設置於該第一絕緣層並包含一取樣口及一孔洞，其中該取樣口設置於該第二基板之外緣，該孔洞設置於該第二基板之內部；

一第二電極組，設置於該第二基板且不覆蓋該孔洞；以及

一第二絕緣層，包含一第二凹槽，其中該孔洞垂直連通該第一凹槽及該第二凹槽。

2. 如請求項1所述之電極試片，進一步包含一上蓋，該上蓋設置於該第二絕緣層，且該上蓋含有一通孔，該通孔經由該第二凹槽連通該孔洞。

3. 如請求項2所述之電極試片，其中該第二凹槽設置於該上蓋及該第二基板之間而形成一第二反應區，該第一凹槽設置於該第一基板及該第二基板之間而形成一第一反應區。

4. 如請求項3所述之電極試片，其中該第一反應區具有一第一深度，該第二反應區具有一第二深度，該取樣口具有一第三深度，其中該第一深度或該第二深度長於該第三深度。

5. 如請求項4所述之電極試片，其中該第一反應區及該第二

反應區容置相同來源之一檢體，且該第一深度及該第二深度係建構供該第一反應區之該檢體與該第二反應區之該檢體分隔開。

6. 如請求項3所述之電極試片，其中該第一反應區位於該第一凹槽之一開口口徑等於該取樣口之口徑，且該第二反應區位於該第二凹槽之一開口口徑等於該取樣口之口徑。

7. 如請求項3所述之電極試片，其中該第一反應區位於該第一凹槽之一開口口徑不等於該取樣口之口徑，該第二反應區位於該第二凹槽之一開口口徑不等於該取樣口之口徑。

8. 如請求項1所述之電極試片，其中該第二基板鄰近該取樣口之一端形成一疏水性表面。

9. 如請求項1所述之電極試片，其中該第一絕緣層暴露遠離該第一凹槽之該第一電極組之一接頭區，且該第二絕緣層暴露遠離該第二凹槽之該第二電極組之一接頭區，且該第一電極組之該接頭區不重疊於該第二電極組之該接頭區。

10. 如請求項1所述之電極試片，其中該第二基板於該取樣口之一端形成錐型，且該取樣口設置於該錐頂處。

11. 如請求項1所述之電極試片，其中該取樣口設置於該第二基板之一邊角，且該第一凹槽之縱軸與該第一絕緣層之縱軸之間有一夾角。

12. 一種感測試片，包含：

一第一反應片，包含：

一基板；

一第一電極層，設置於該基板；及

一第一絕緣層，包含一第一端且設置於該第一電極層，其中該第一絕緣層之該第一端內凹一第一深度以形成一第一反應區；

一第二反應片，包含：

一第二電極層，設置於該第一絕緣層；及

一第二絕緣層，包含一第一端且設置於該第二電極層，其中該第二絕緣層之該第一端內凹一第二深度以形成一第二反應區；以及

一通氣孔，貫穿該第二絕緣層、該第二電極層及該第一絕緣層之內部而連通該第一反應區及該第二反應區。

13. 如請求項12所述之感測試片，其中該第一絕緣層之鄰近該第一電極層之該第一端內凹以形成該第一反應區，而該第一絕緣層之遠離該基板之該第一端內凹一第三深度以形成一取樣口。

14. 如請求項13所述之感測試片，其中該第一深度或該第二深度長於該第三深度。

15. 如請求項13所述之感測試片，其中該第一反應區及該第二反應區容置相同來源之一檢體，且該第一深度及該第二深度係建構供該第一反應區之該檢體與該第二反應區之該檢體分隔開。

16. 如請求項13所述之感測試片，其中該第一反應區位於該第一絕緣層之該第一端之一開口口徑不等於該取樣口之口徑。

17. 如請求項13所述之感測試片，其中該第二反應區位於該第

二絕緣層之該第一端之一開口口徑不等於該取樣口之口徑。

18. 如請求項13所述之感測試片，其中該第一絕緣層之遠離該基板之該第一端形成一疏水性表面。

19. 如請求項12所述之感測試片，其中該第一絕緣層另包含一第二端且該第一電極層另包含一電極，該第一絕緣層暴露鄰近該第二端之該電極。

20. 一種感測試片的製造方法，包含下列步驟：

提供一第一反應片及一第二反應片，其中該第一反應片包含內凹之一第一反應區，該第二反應片包含內凹之一第二反應區；

設置該第一反應片於該第二反應片；以及

形成一通氣孔，貫穿該第一反應片之內部並連通該第一反應區及該第二反應區。

21. 如請求項20所述之製造方法，其中該第一反應片提供步驟包含下列步驟：

提供一基板；

設置一第一電極層於該基板；及

形成一第一絕緣層於該第一電極層，其中該第一絕緣層之一第一端內凹一第一深度以形成該第一反應區。

22. 如請求項21所述之製造方法，其中該第一反應片提供步驟另包含塗佈或印刷一第一反應層於該第一反應區之步驟。

23. 如請求項21所述之製造方法，其中該第一絕緣層形成步驟另包含暴露鄰近該第一絕緣層之一第二端的該第一電極

層之一電極之步驟。

24. 如請求項21所述之製造方法，其中該第一絕緣層形成步驟係由塗佈或印刷的方式形成。

25. 如請求項21所述之製造方法，其中該第二反應片提供步驟包含下列步驟：

設置一第二電極層於該第一絕緣層；

形成一第二絕緣層於該第二電極層，其中該第二絕緣層之一第一端內凹一第二深度以形成該第二反應區。

26. 如請求項25所述之製造方法，其中該第二反應片提供步驟另包含塗佈或印刷一第二反應層於該第二反應區之步驟。

27. 如請求項25所述之製造方法，其中該第二絕緣層形成步驟另包含暴露鄰近該第二絕緣層之一第二端的該第二電極層之一電極之步驟。

28. 如請求項20所述之製造方法，其中該通氣孔形成步驟係由雷射削熔的方式或壓孔的方式所形成。

29. 一種電極試片的製造方法，包含下列步驟：

提供一第一基板；

設置一第一電極組於該第一基板；

形成一第一絕緣層於該第一電極組，其中該第一絕緣層包含一第一凹槽；

設置一第二基板於該第一絕緣層，其中該第二基板包含一取樣口及一孔洞，其中該取樣口設置於該第二基板之外緣，該孔洞設置於該第二基板之內部；

設置一第二電極組於該第二基板，其中該第二電極組

不覆蓋該孔洞；以及

形成一第二絕緣層於該第二電極組，其中該第二絕緣層包含一第二凹槽，其中該孔洞垂直連通該第一凹槽及該第二凹槽。

30. 如請求項29所述之製造方法，其中該第一絕緣層及該第二絕緣層形成步驟係由塗佈或印刷的方式形成。

31. 如請求項29所述之製造方法，另包含下列步驟：

塗佈或印刷一第一反應層於該第一凹槽；及

塗佈或印刷一第二反應層於該第二凹槽。

32. 如請求項29所述之製造方法，另包含覆蓋一上蓋於該第二絕緣層之步驟，其中該上蓋含有一通孔，該通孔連通該孔洞。

33. 一種具有校正血容比之感測系統，包含：

如請求項第1至11項中所述任一項的該電極試片或如請求項第12至19項中所述任一項的該感測試片，其中該第一電極組或該第一電極層係建構供測量一分析物濃度，而該第二電極組或該第二電極層係建構供測量血容比濃度；以及

一感測器，建構供電性連接該電極試片或該感測試片並包含：

一電壓源，建構供同時提供一直流訊號至該第一電極組或該第一電極層以及同時提供一交流訊號至該第二電極組或該第二電極層；

一偵測單元，建構供偵測相應於該分析物濃度之

一第一反應值以及偵測相應於該血容比濃度之一第二反應值；及

一微處理器，建構供運算相應於該第一反應值及該第二反應值之校正血容比後的該分析物濃度。

八、圖式：

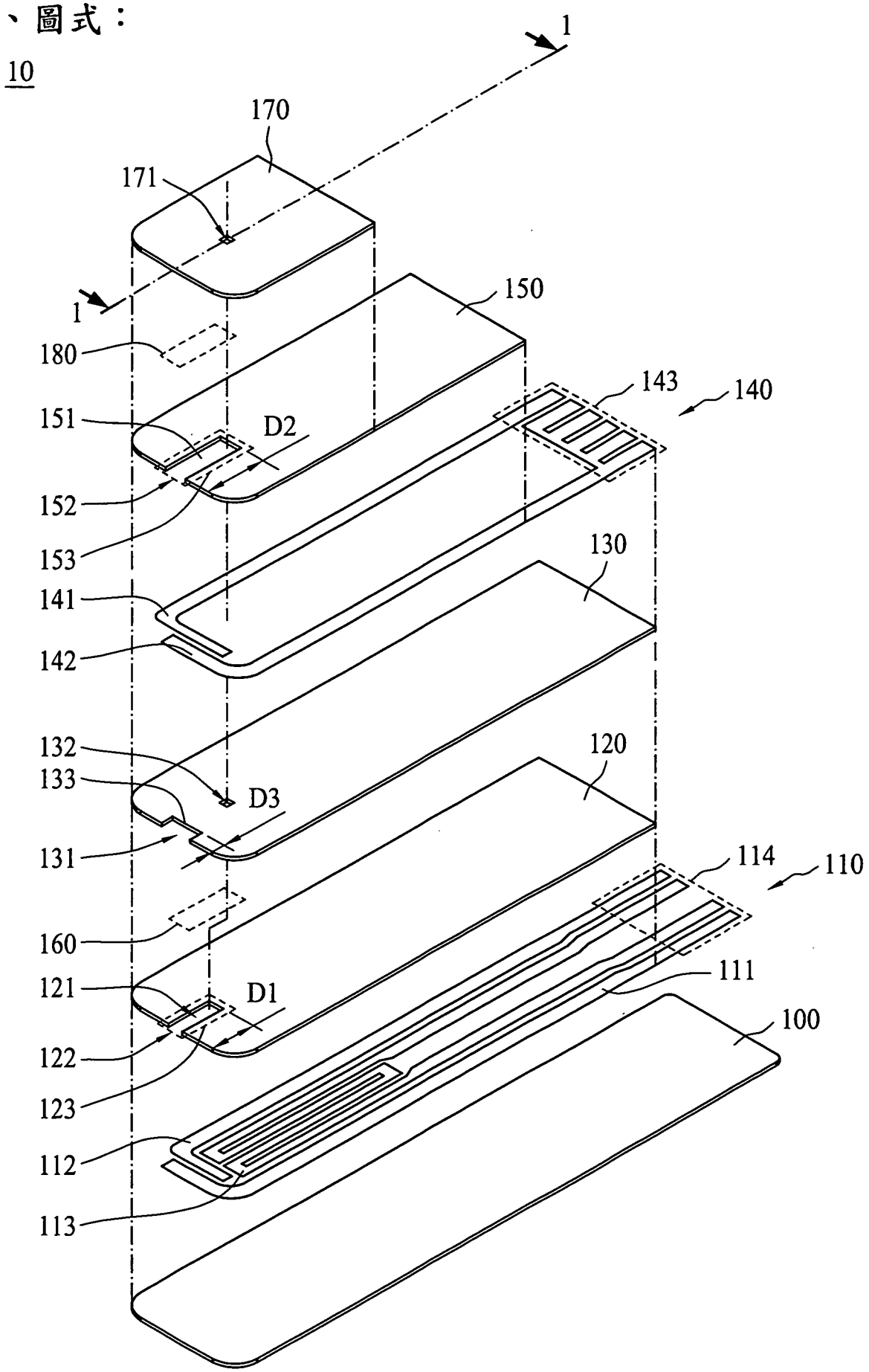

10
1
170
171
1
150
180
143
140
151
D2
152
153
130
141
142
132
120
133
D3
131
114
110
160
111
121
D1
100
122
123
112
113

圖 1

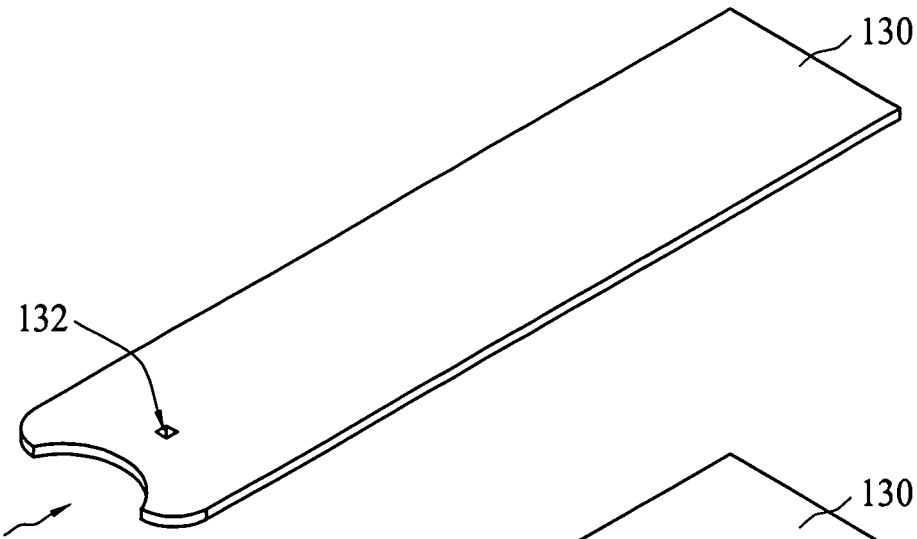


圖 2

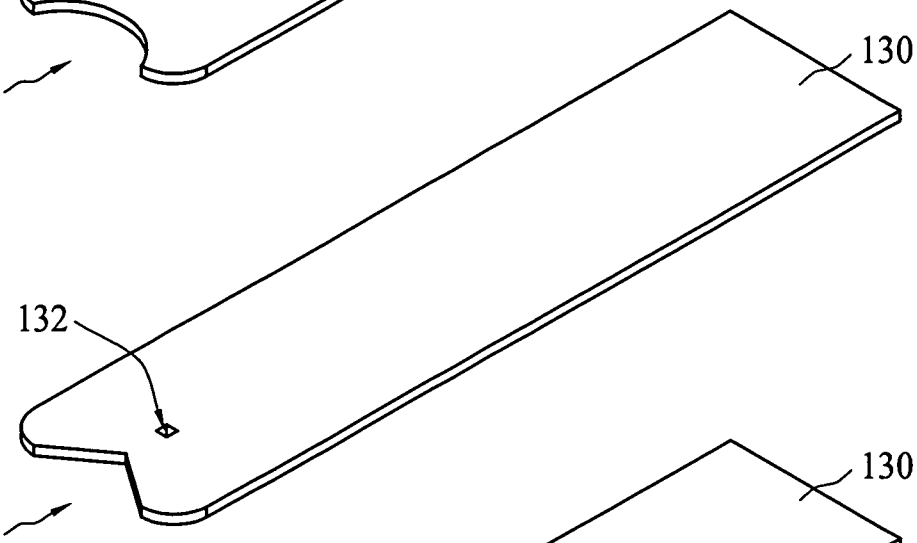


圖 3

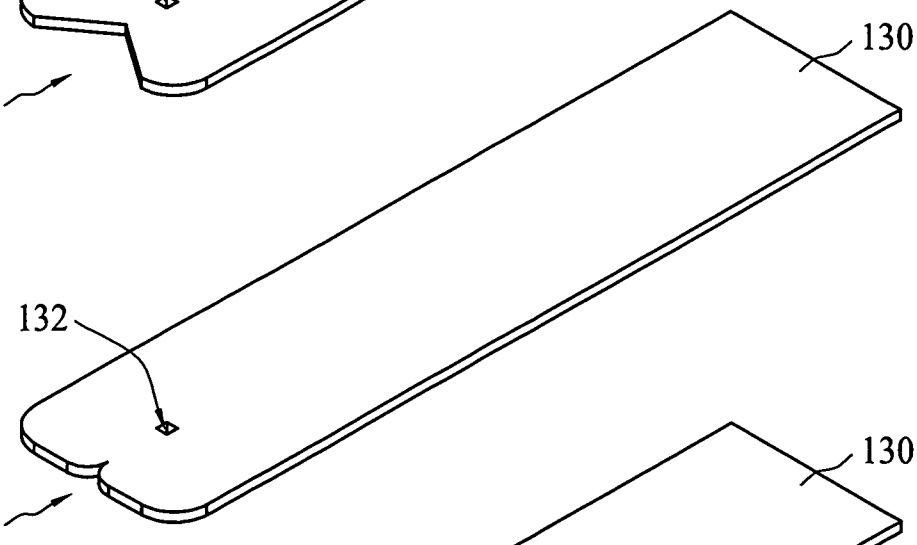


圖 4

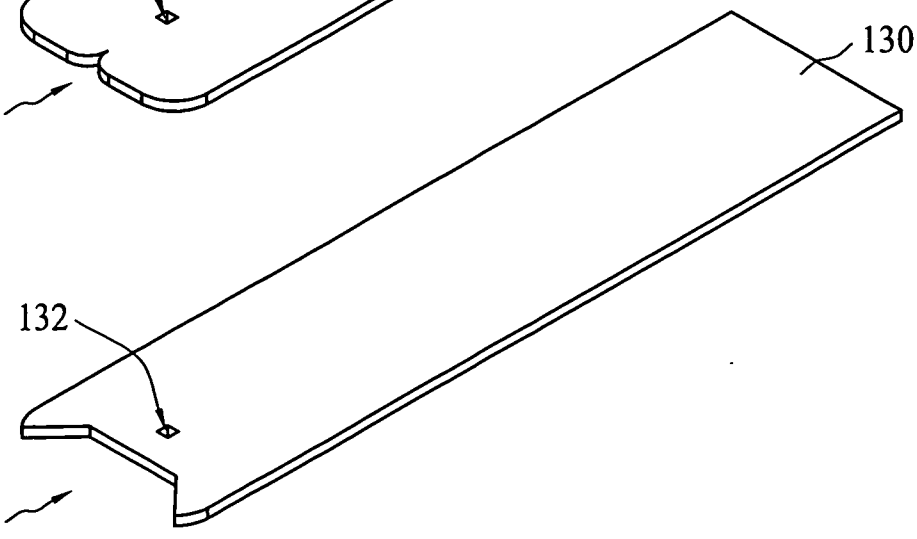


圖 5

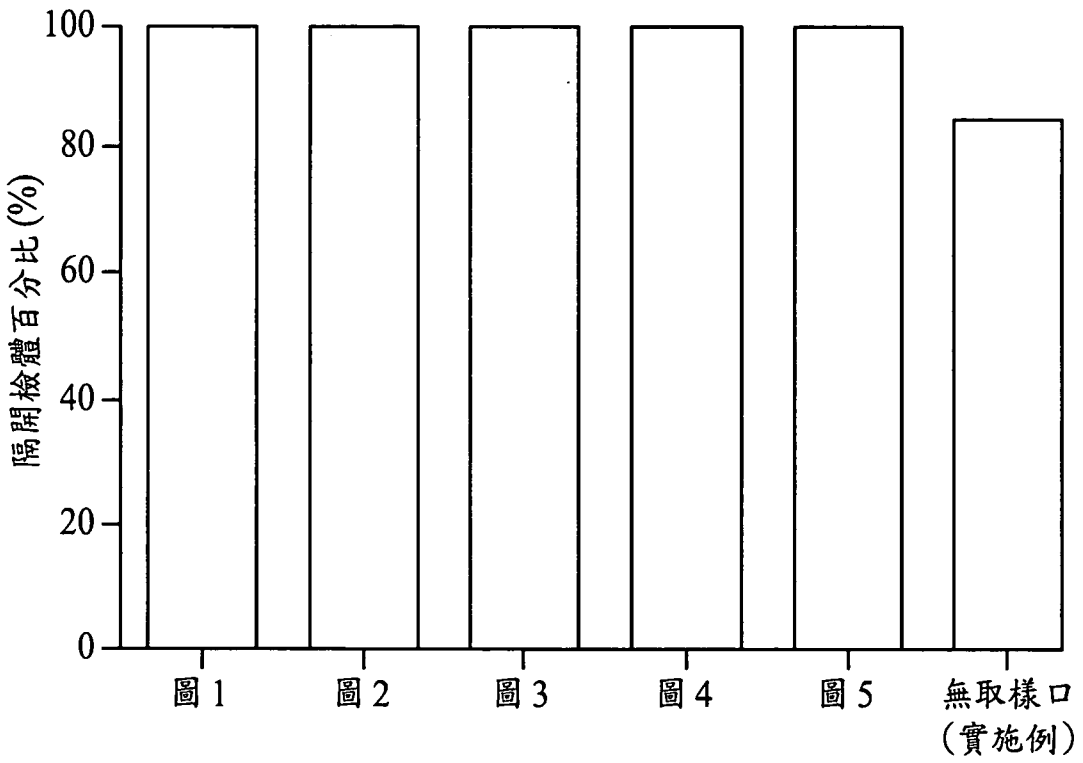


圖 6

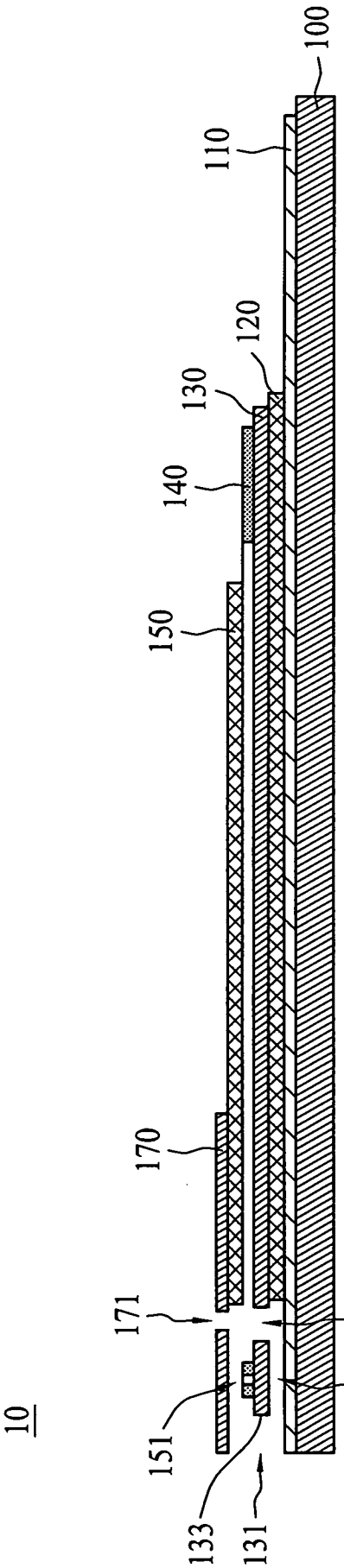


圖 7

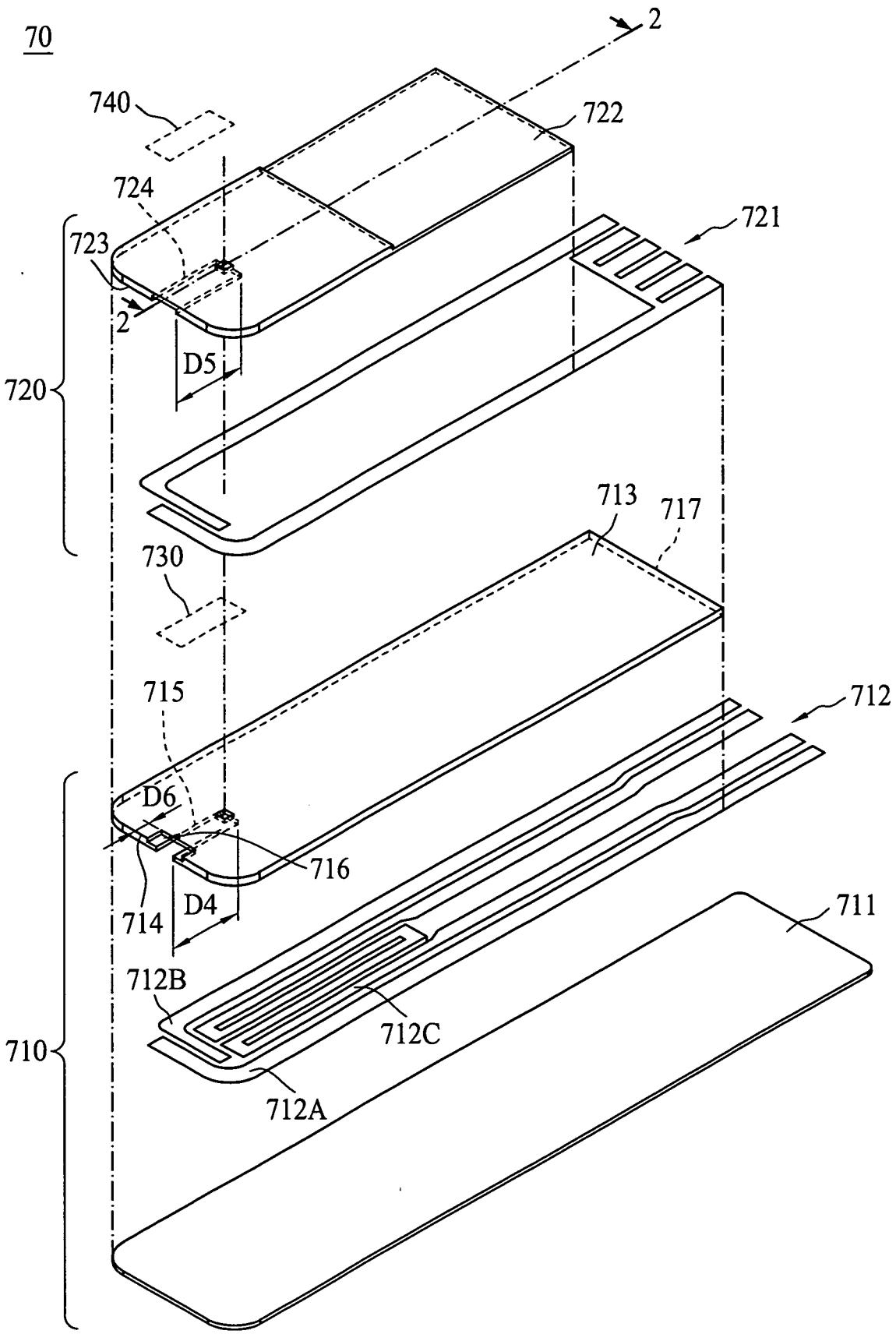

70
2
740
722
724
721
723
2
D5
720
713
717
730
715
712
D6
716
714
D4
711
712B
712C
710
712A

圖 8

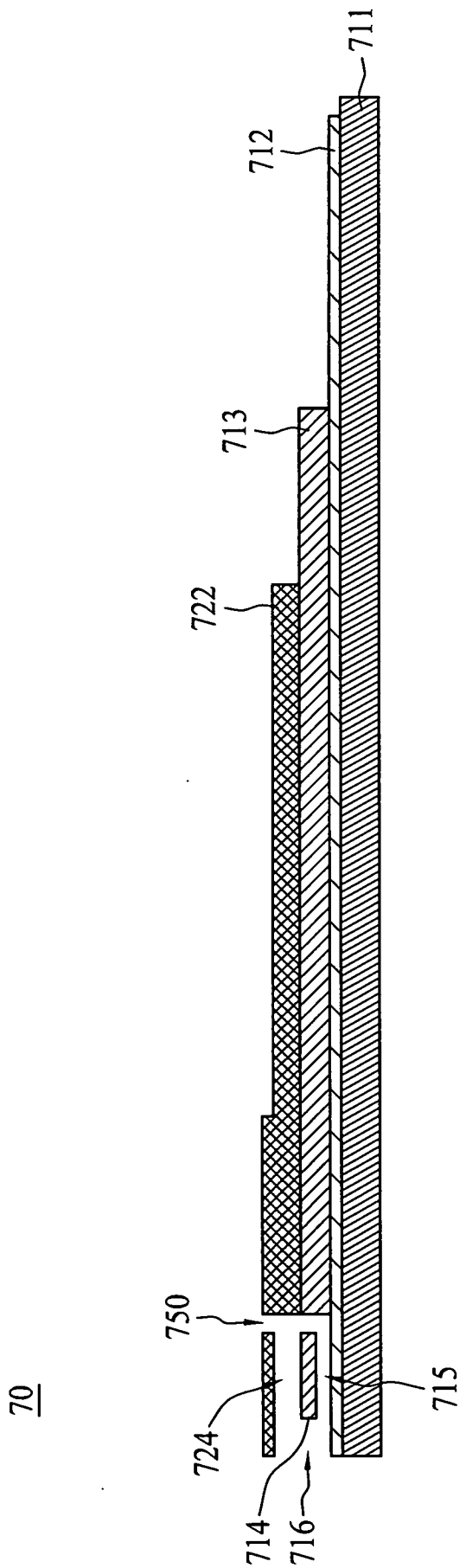


圖 9

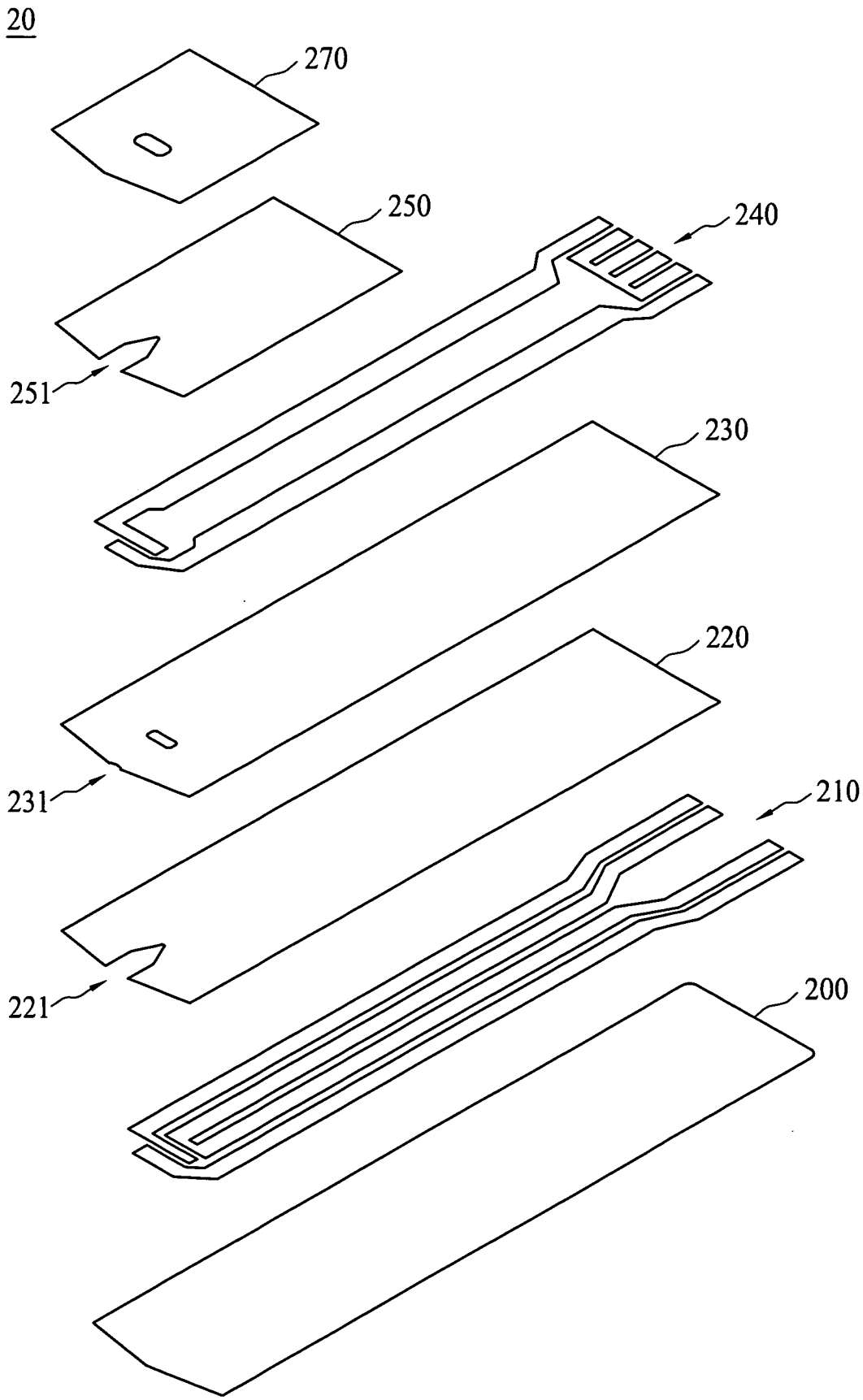


圖 10

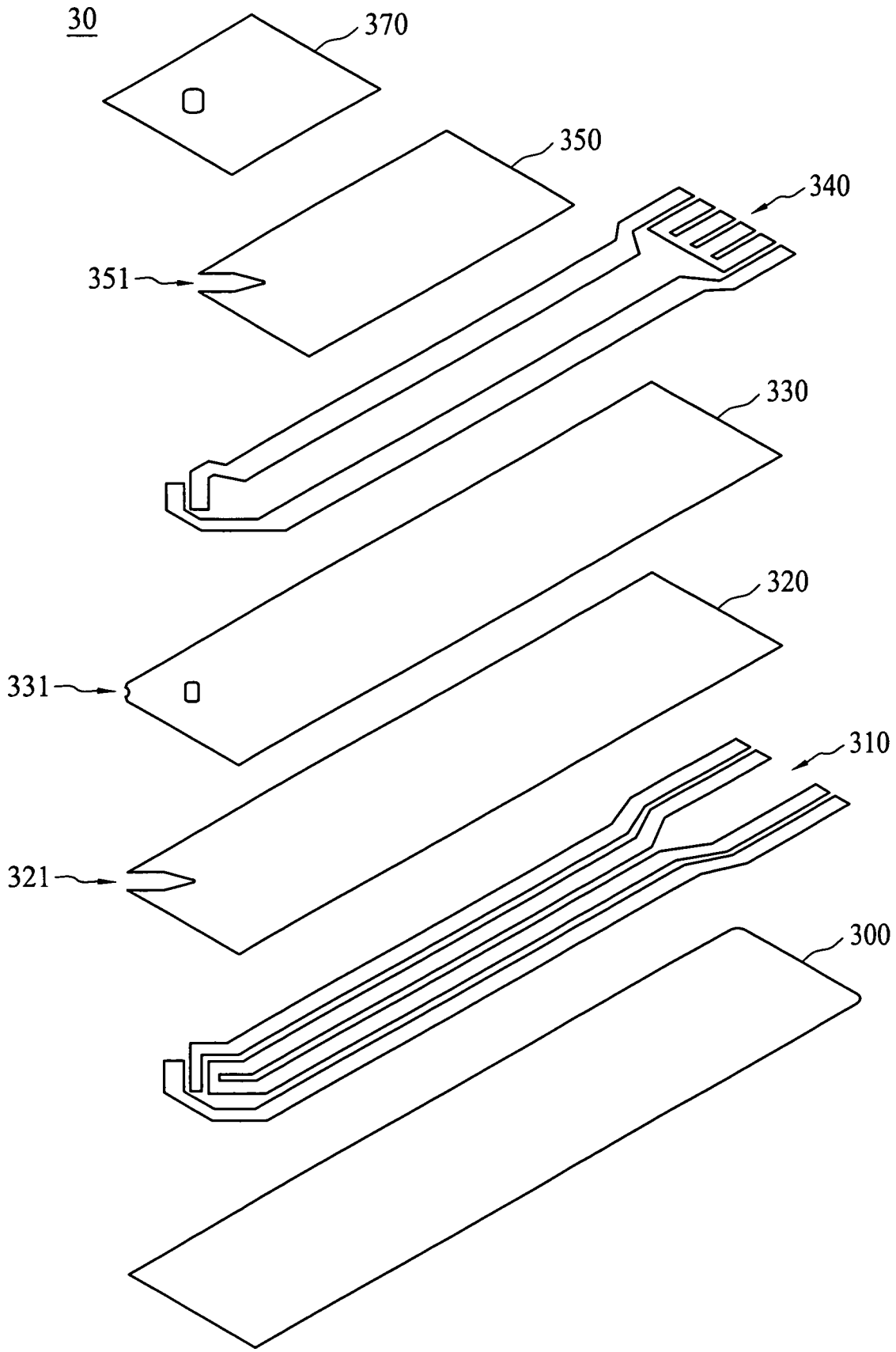


圖 11

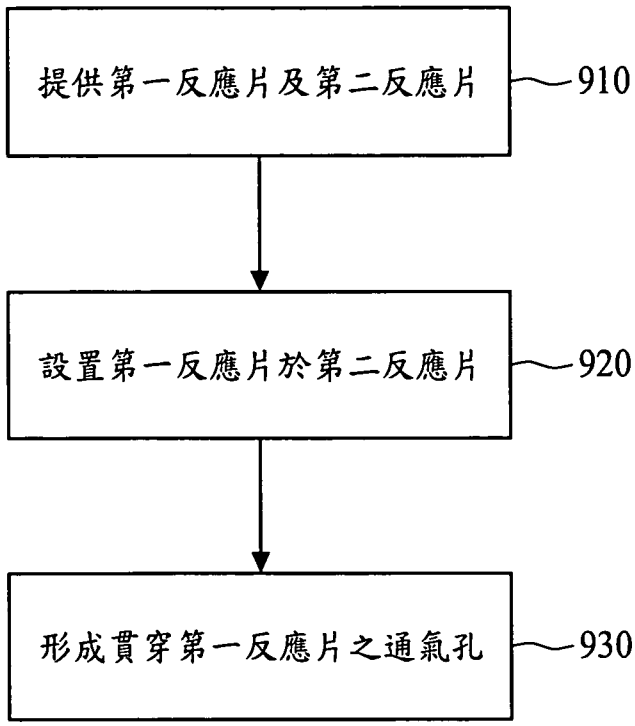


圖 12

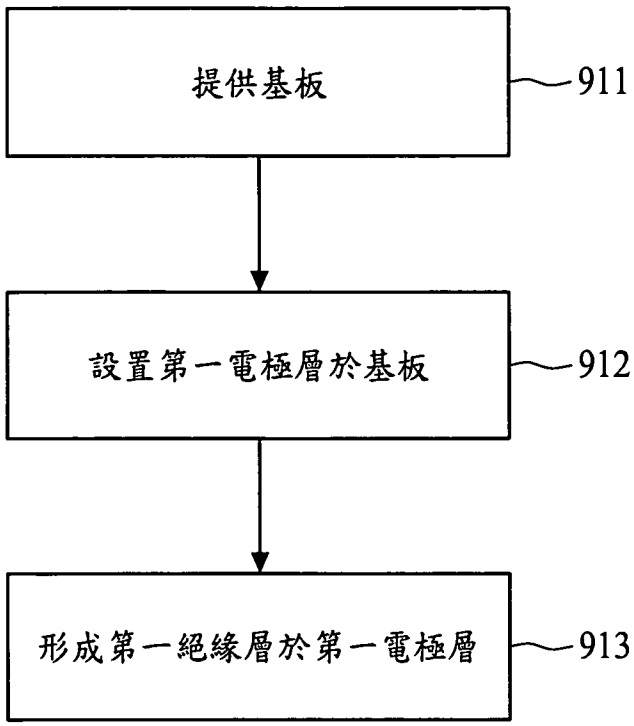


圖 13

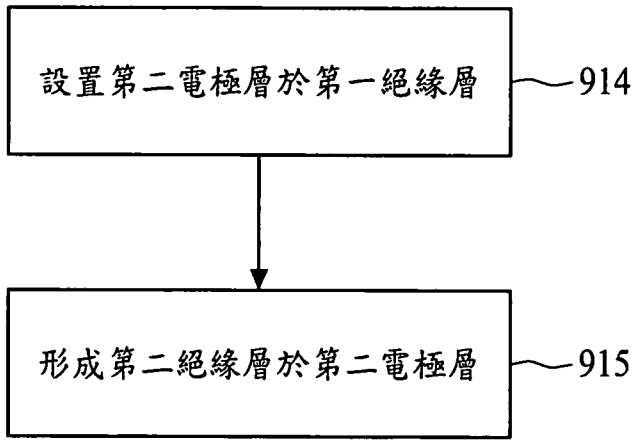


圖 14

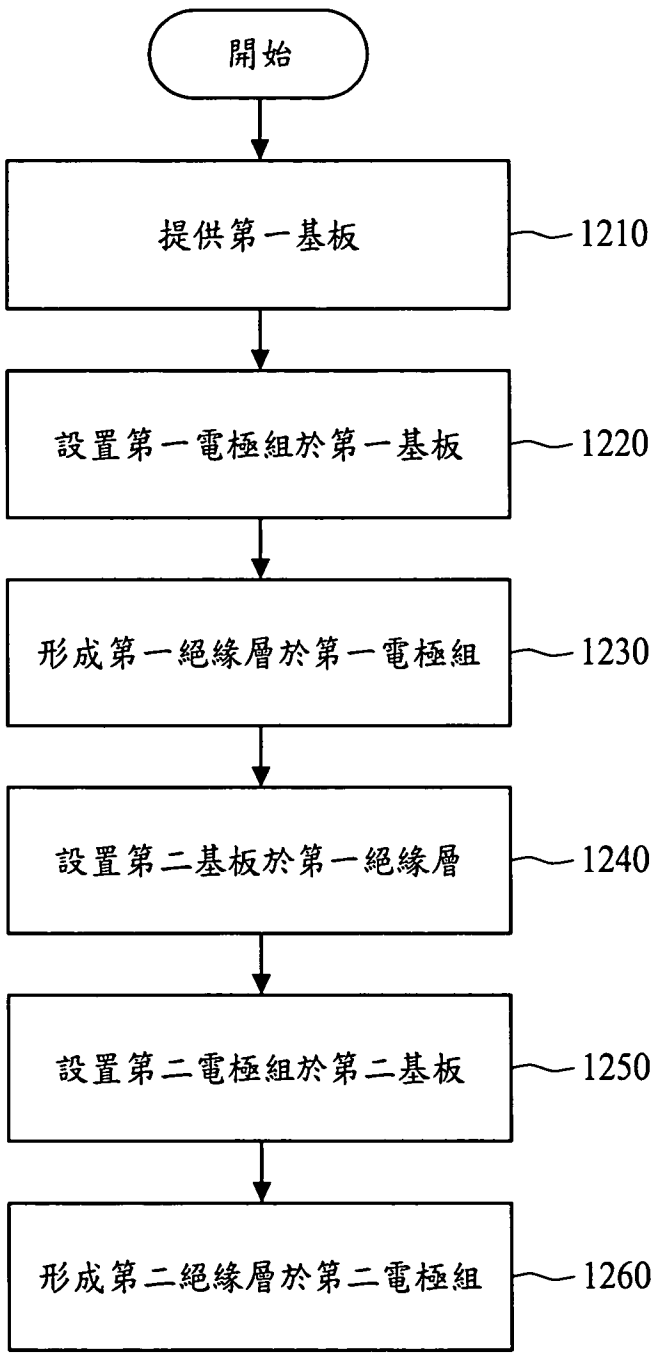

開始
提供第一基板
1210
設置第一電極組於第一基板
1220
形成第一絕緣層於第一電極組
1230
設置第二基板於第一絕緣層
1240
設置第二電極組於第二基板
1250
形成第二絕緣層於第二電極組
1260

圖 15