



(19)中華民國智慧財產局

(12)發明說明書公開本

(11)公開編號：TW 201905988 A

(43)公開日：中華民國 108 (2019) 年 02 月 01 日

(21)申請案號：106121830

(22)申請日：中華民國 106 (2017) 年 06 月 29 日

(51)Int. Cl.：

*H01L21/283 (2006.01)**H01L21/31 (2006.01)**G01N27/327 (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：袁俊傑 YUAN, CHIUN JYE (TW)；連俊龍 LIEN, CHUN LUNG (TW)；趙昌博

CHAO, PAUL C. P. (TW)

(74)代理人：李世章；秦建譜

申請實體審查：有 申請專利範圍項數：10 項 圖式數：14 共 36 頁

(54)名稱

生物感測元件及其製造方法以及生物分子檢測方法

BIOSENSOR DEVICE AND METHOD FOR MANUFACTURING THEREOF AND METHOD FOR
DETECTING BIOLOGICAL MOLECULE

(57)摘要

一種生物感測元件，包含基板、金屬傳導層、複數個工作電極以及絕緣層。金屬傳導層配置於基板之上，且金屬傳導層具有上表面。此些工作電極配置於金屬傳導層的上表面之上，其中各個工作電極包含一頂面，且各頂面高於金屬傳導層的上表面。絕緣層覆蓋金屬傳導層並圍繞此些工作電極，其中絕緣層之上表面介於此些頂面與金屬傳導層之上表面之間，使得此些工作電極凸出絕緣層之上表面。在此亦提供一種生物感測元件的製造方法，以及利用此生物感測元件進行生物分子檢測的方法。

A biosensor device includes a substrate, a metal conductive layer, a plurality of working electrodes and an isolation layer. The metal conductive layer is disposed on the substrate and has a top surface. The plurality of working electrodes are disposed on the top surface of the metal conductive layer, wherein each of the working electrodes has a top surface and each of the top surface of the working electrodes is higher than the top surface of the metal conductive layer. The isolation layer covers the metal conductive layer and surrounds the plurality of working electrodes, wherein a top surface of the isolation layer is located between the top surface of the working electrodes and the top surface of the metal conductive layer such that the plurality of working electrodes protrude beyond the top surface of the isolation layer. A method for manufacturing the biosensor device and a method for detecting biological molecules by using the biosensor device are also provided herein.

指定代表圖：

H2 . . . 第二高度

第 1 圖

【中文發明名稱】生物感測元件及其製造方法以及
生物分子檢測方法

H01L 21/283 (2006.01)

H01L 21/31 (2006.01)

G01N 27/327 (2006.01)

【英文發明名稱】Biosensor device and method for
manufacturing thereof and method for detecting
biological molecule

【中文】

一種生物感測元件，包含基板、金屬傳導層、複數個工作電極以及絕緣層。金屬傳導層配置於基板之上，且金屬傳導層具有上表面。此些工作電極配置於金屬傳導層的上表面之上，其中各個工作電極包含一頂面，且各頂面高於金屬傳導層的上表面。絕緣層覆蓋金屬傳導層並圍繞此些工作電極，其中絕緣層之上表面介於此些頂面與金屬傳導層之上表面之間，使得此些工作電極凸出絕緣層之上表面。在此亦提供一種生物感測元件的製造方法，以及利用此生物感測元件進行生物分子檢測的方法。

【英文】

A biosensor device includes a substrate, a metal conductive layer, a plurality of working electrodes and an isolation layer. The metal conductive layer is disposed on the substrate and

has a top surface. The plurality of working electrodes are disposed on the top surface of the metal conductive layer, wherein each of the working electrodes has a top surface and each of the top surface of the working electrodes is higher than the top surface of the metal conductive layer. The isolation layer covers the metal conductive layer and surrounds the plurality of working electrodes, wherein a top surface of the isolation layer is located between the top surface of the working electrodes and the top surface of the metal conductive layer such that the plurality of working electrodes protrude beyond the top surface of the isolation layer. A method for manufacturing the biosensor device and a method for detecting biological molecules by using the biosensor device are also provided herein.

【指定代表圖】第1圖

【代表圖之符號簡單說明】

- 100 生物感測元件
- 102 基材
- 103 基板
- 104 第一絕緣層
- 105 上表面

106 金屬傳導層

107 側壁

108 第二絕緣層

109 頂面

110 工作電極

111 側壁

112 生物性探針

113 上表面

H1 第一高度

H2 第二高度

【特徵化學式】

無

【發明說明書】

【中文發明名稱】生物感測元件及其製造方法以及生物分子檢測方法

【英文發明名稱】 Biosensor device and method for manufacturing thereof and method for detecting biological molecule

【技術領域】

【0001】 本發明之實施方式係關於一種生物感測元件及其製造方法，以及使用上述生物感測元件進行生物分子檢測的方法。

【先前技術】

【0002】 近年來開發出各種不同的生物分子的檢測方法以進行診斷各種疾病、從事生理代謝相關研究或監測環境因子等等。微機電系統(Micro-electromechanical Systems, MEMS)的發展備受矚目，其結合半導體製程技術與精密機械技術，可製作出一半導體元件用於感測光學、化學、生物分子或其他性質的微小晶片。然而，隨著半導體產業進展到奈米技術製程節點以尋求較高裝置密度、較高表現及較低成本的關係，來自製造及設計方面的挑戰驅使著三維設計的發展。據此，發展出一種具有較高表現及低成本的生物感測晶片為當前亟欲

解決的問題。

【發明內容】

【0003】 本發明之一態樣係提供一種生物感測元件的製造方法，包含以下步驟：提供一基板；形成一金屬傳導層於基板之上，且金屬傳導層具有一上表面；形成複數個工作電極於金屬傳導層的上表面，使得各個工作電極包含一頂面，且各頂面高於金屬傳導層的上表面；以及形成一絕緣層覆蓋金屬傳導層並圍繞該等工作電極，其中絕緣層之一上表面介於該等頂面與金屬傳導層之上表面之間，使得該等工作電極凸出絕緣層之上表面。

【0004】 根據本發明的一些實施方式其中各個工作電極具有高寬比為約0.125至約7.5之間。

【0005】 根據本發明的一些實施方式，其中形成絕緣層之步驟包含：沉積一絕緣材料層於金屬傳導層及該等工作電極之上；對絕緣材料層進行一平坦化製程，以形成一平坦化絕緣材料層；以及蝕刻平坦化絕緣材料層，而形成絕緣層。

【0006】 根據本發明的一些實施方式，生物感測元件的製造方法進一步包含將生物性探針連結於該等工作電極上，其中生物性探針為核酸、細胞、抗體、酵素、多肽或其組合。

【0007】 本發明之一態樣係提供一種生物感測元

件，包含一基板、一金屬傳導層、複數個工作電極以及一絕緣層。金屬傳導層配置於基板之上，且金屬傳導層具有一上表面。此些工作電極配置於金屬傳導層的上表面之上，其中各個工作電極包含一頂面，且各頂面高於金屬傳導層的上表面。絕緣層覆蓋金屬傳導層並圍繞該等工作電極，其中絕緣層之一上表面介於該等頂面與金屬傳導層之上表面之間，使得該等工作電極凸出絕緣層之上表面。

【0008】根據本發明的一些實施方式，其中各個工作電極具有高寬比為約0.125至約7.5之間。

【0009】根據本發明的一些實施方式，其中各個工作電極凸出絕緣層之上表面一第二高度，且此第二高度為約0.001微米至約0.5微米之間。

【0010】根據本發明的一些實施方式，生物感測元件進一步包含生物性探針連結至該等工作電極，其中生物性探針為核酸、細胞、抗體、酵素、多肽或其組合。

【0011】本發明之一態樣係提供一種生物分子檢測方法，包含：提供一樣品包含一目標分子；提供如本揭露實施態樣所述之生物感測元件；將生物性探針連結於該等工作電極上；施加一電壓於該等工作電極使得該等工作電極產生一圍繞該等工作電極的電場；以及將樣品與生物性探針接觸使得樣品中的目標分子與生物性探針結合進而使得該等工作電

極產生一信號。

【0012】根據本發明的一些實施方式，其中施加電壓於該等工作電極的步驟包含：施加一電壓於該等工作電極使得75%之電場最大強度出現於朝絕緣層之上表面約27%至約40%第二高度之處。

【圖式簡單說明】

【0013】

本發明之實施例係依據以下詳盡的敘述搭配圖式做閱讀。

第1圖繪示根據本發明一些實施方式之一種生物感測元件的剖面圖。

第2圖至第12圖繪示根據本發明一些實施方式，生物感測元件在製程各個階段的剖面圖。

第13圖繪示根據本發明一些實施方式，一種生物感測裝置的頂視圖。

第14A圖繪示根據本發明一些實施方式，一種生物感測裝置AA線的剖視圖。

第14B圖係依據第14A圖，繪示其剖視圖的局部放大示意圖。

【實施方式】

【0014】本揭露接下來將會提供許多不同的實施方式或實施例以實施本揭露中不同的特徵。各特定

實施例中的組成及配置將會在以下作描述以簡化本揭露。這些為實施例僅作為示例並非用於限定本揭露。例如，一第一元件形成於一第二元件「上方」或「之上」可包含實施例中的第一元件與第二元件直接接觸，亦可包含第一元件與第二元件之間更有其他額外元件使第一元件與第二元件無直接接觸。此外，在本揭露各種不同的範例中，將重複地使用元件符號及/或字母。此重複乃為了簡化與清晰的目的，而其本身並不決定各種實施例及/或結構配置之間的關係。

【0015】此外，像是「之下」、「下面」、「較低」、「上面」、「較高」、以及其他類似之相對空間關係的用語，可用於此處以便描述圖式中一元件或特徵與另一元件或特徵之間的關係。該等相對空間關係的用語乃為了涵蓋除了圖式所描述的方向以外，裝置於使用或操作中之各種不同的方向。上述裝置可另有其他導向方式(旋轉90度或朝其他方向)，此時的空間相對關係也可依上述方式解讀。

【0016】第1圖繪示根據本發明一些實施方式之一種生物感測元件的剖面圖。如第1圖所示，生物感測元件100包含基板103、金屬傳導層106、第二絕緣層108、複數個工作電極110與生物性探針112。在某些實施例中，基板103包含基材102及第一絕緣層104。基板103尚可包含但不限於其他半導體材料，

例如氮化鎵(GaN)、碳化矽(SiC)、矽鍺(SiGe)、鍺或其組合。基材102可例如為矽基材。取決於技術領域中的設計需求，基材102可包含各種不同的摻雜配置。在一實施例中，基材102可為重摻雜、低電阻率的半導體基材。在另一實施例中，基板103為玻璃基板，其不具有第一絕緣層104。

【0017】 第一絕緣層104配置於基材102之上。在一實施例中，第一絕緣層104可包含但不限於氧化物、氮化物、氮氧化物或其組合，例如氧化矽、氮化矽、氮氧化矽。第一絕緣層104選用低介電常數(low-K)的材料，使生物感測元件100具有良好的絕緣性質。在某些實施例中，第一絕緣層104的厚度為約0.02微米(μm)至約0.25微米，例如約0.10微米、約0.15微米或約0.20微米。

【0018】 金屬傳導層106配置於基板103之上，並且具有側壁107及上表面105，其中側壁107鄰接上表面105，且第二絕緣層108覆蓋側壁107。在一實施例中，金屬傳導層106可包含但不限於鈦(Ti)、鎳(Ni)、銀(Ag)、鋁(Al)、銅鋁合金(AlCu)、銅鋁矽合金(AlSiCu)或其組合。在一實施例中，金屬傳導層106的厚度為約0.02微米至約0.7微米，例如為約0.1微米、0.2微米、0.3微米、0.4微米、約0.5微米或約0.6微米。

【0019】 各個工作電極110配置於金屬傳導層106

的上表面105之上，並且各具有頂面109及側壁111。各頂面109高於金屬傳導層106的上表面105之上，各側壁111鄰接於各頂面109，且第二絕緣層108僅覆蓋各側壁111的一部分。各個工作電極110具有第一高度H1凸出於金屬傳導層106之上。在一些實施例中，各個工作電極110的第一高度H1為約0.05微米至約0.6微米，例如為約0.05微米、0.1微米、0.2微米、約0.3微米或約0.4微米。在一些實施例中，各個工作電極110的寬度為約0.08微米至約0.4微米，例如為約0.08微米、0.1微米、0.2微米或約0.3微米。在一實施例中，各個工作電極110具有高寬比(aspect ratio)為約0.125至約7.5之間，例如為約0.2或約0.3。

【0020】 在本發明部分實施例中，此些工作電極110的形狀可為圓柱體、正三角柱體、正四角柱體、正五角柱體、正六角柱體或正八角柱體。在一些實施方式中，此些工作電極110可包含但不限於鉭(Ta)、氮化鉭(TaN)、銅(Cu)、鈦(Ti)、氮化鈦(TiN)、鎢(W)、鈦(Ti)、鎳(Ni)、銀(Ag)、鋁(Al)、銅鋁合金(AlCu)、銅鋁矽合金(AlSiCu)或其組合。在一些實施方式中，此些工作電極110的材料較佳為氮化鈦(TiN)。

【0021】 生物性探針112可藉由各種習知的方法修飾連結於此些工作電極110。根據本發明各種實施方式，生物性探針112可包含但不限於核酸、細胞、

抗體、酵素或其組合。應說明的是，上述的生物性探針112可辨識各種生物性分子。舉例來說，當生物性探針112為抗體時，其可結合至一樣品中的目標分子(即抗原)進而以各種習知技術偵測到目標分子的存在。

【0022】第二絕緣層108覆蓋金屬傳導層106並圍繞此些工作電極110，其中第二絕緣層108的上表面113介於此些工作電極110的頂面109及金屬傳導層106的上表面105之間，使得此些工作電極110凸出第二絕緣層108的上表面113。而上述凸出部分具有第二高度H2，為各該頂面109至第二絕緣層108的上表面113之垂直距離。在一些實施例中，第二高度H2為約0.01微米至約0.5微米，例如為約0.05微米、0.15微米、約0.3微米或約0.45微米。藉此，當一電壓施加於此些工作電極110時，將使得此工作電極110產生一電場圍繞在此些凸出的工作電極110。電場的包覆範圍將不限於此些工作電極110的頂面109，而會延伸至此些工作電極110的側壁111，使得電化學反應大幅度的增加，進而增加訊號的強度。在施加相同的電壓下，具有立體構造的工作電極110提供優於習知的平面工作電極的靈敏度。

【0023】在一些實施例中，第二絕緣層108可包含但不限於氧化物、氮化物、氮氧化物或其組合或其化合物，例如氧化矽、氮化矽、氮氧化矽。在一些

實施例中，第一絕緣層104的材料與第二絕緣層108的材料相同。在一些實施例中，第一絕緣層104的材料與第二絕緣層108的材料不同。

【0024】此外，施加電壓於工作電極110時亦會產生背景雜訊而干擾偵測結果，背景雜訊的產生與電極的截面積有關。當電極的截面積越大，背景雜訊的強度越高。根據本發明一些實施方式中，施加電壓於工作電極110時，工作電極110所產生的電場包覆範圍較習知平面工作電極大。電場的包覆範圍將不限於此些工作電極110的頂面109，而會延伸至此些工作電極110的側壁111。故在有效電場包覆範圍相同的情況下，這些工作電極110的寬度可比習知平面工作電極的寬度小。因此，根據本發明實施方式之工作電極110的寬度可以小於習知的平面工作電極的寬度，進而具有小於習知平面工作電極的截面積，降低背景雜訊的產生。

【0025】如前文所述，在某些實施方式中，各個工作電極110的第一高度H1為約0.05微米至約0.6微米。當各個工作電極110之第一高度H1小於0.05微米時，將使得各個工作電極110凸出部分之第二高度H2小於0.01微米。在此情況下，當施加電壓於工作電極110時，有效電場範圍增加的程度有限，導致提高生物性探針112之電化學反應的效果不明顯。據此，可知工作電極110凸出部分越高，其有效電場的包覆

範圍越廣，電化學反應亦越佳。惟須留意，工作電極 110 之高寬比為約 0.125 至約 7.5。當工作電極 110 之高寬比大於 7.5 時，易使得工作電極於結構上產生缺陷，降低整體裝置的可靠度。

【0026】 第 2 圖至第 12 圖繪示根據本發明一些實施方式之製造生物感測元件的方法在各製程階段的剖面圖。如第 2 圖至第 3 圖所示，提供一基板 203。在一些實施方式中，基板 203 包含基材 202 及第一絕緣層 204，其中第一絕緣層 204 形成於基材 202 之上。第一絕緣層 204 可藉由原子層沉積 (ALD)、物理氣相沉積 (PVD)、化學氣相沉積 (CVD)、化學氧化 (Chemical Oxidation)、熱氧化 (Heat Oxidation) 及 / 或其他適合的方法來形成。在一實施例中，第一絕緣層 204 可包含但不限於氧化物、氮化物、氮氧化物或其組合，例如氧化矽、氮化矽、氮氧化矽。在一些實施例中，形成第一絕緣層 204 的厚度為約 0.02 微米至約 0.25 微米，例如為約 0.10 微米、約 0.15 微米或約 0.20 微米。

【0027】 繼續參閱第 4 圖，在此步驟中，形成一金屬傳導層 206 於第一絕緣層 204 之上。在一些實施方式中，金屬傳導層 206 可利用 PVD、CVD、電子束蒸鍍 (Electron Beam Evaporation)、濺鍍、電鍍及 / 或其他適合的製程來形成。在一實施例中，金屬傳導層 206 可包含但不限於鈦 (Ti)、鎳 (Ni)、銀 (Ag)、鋁 (Al)、銅鋁合金 (AlCu)、銅鋁矽合金 (AlSiCu) 或其組合。在

一實施例中，形成金屬傳導層206的厚度為約0.3微米至約0.5微米，例如為約0.3微米、約0.4微米或約0.5微米。

【0028】現參照第5圖，在此步驟中，沉積一導電層208於金屬傳導層206上。在一些實施方式中，導電層208可利用PVD、CVD、電子束蒸鍍(Electron Beam Evaporation)、濺鍍、電鍍及/或其他適合的製程來形成。在一些實施方式中，導電層208可包含但不限於鉭(Ta)、氮化鉭(TaN)、銅(Cu)、鈦(Ti)、氮化鈦(TiN)、鎢(W)或其組合。在一些實施例中，導電層208的厚度為約0.05微米至約0.6微米，例如為約0.1微米、約0.2微米、約0.3微米或約0.4微米。

【0029】現參照第6圖至第7圖，對導電層208進行圖案化製程，而形成複數個工作電極212(僅例示性顯示單個工作電極)。如第6圖所示，利用光罩210及微影製程在導電層208上方形成圖案化光阻層(未繪示)，此光阻層可例如為正型光阻或負型光阻。接著來到第7圖，利用圖案化光阻層對導電層208執行蝕刻製程，而形成多個工作電極212，並暴露出金屬傳導層206的上表面205。各個工作電極212具有第一高度H1。各個工作電極212具有頂面209及側壁211。各頂面209高於金屬傳導層206的上表面205之上。各側壁211鄰接於各頂面209。

【0030】繼續參照第8圖至第9圖，對金屬傳導層

206進行圖案化製程。如第8圖所示，利用光罩214及微影製程在工作電極212及金屬傳導層206上方形成圖案化光阻層(未繪示)，此光阻層可例如為正光阻或負光阻。接著來到第9圖，利用圖案化光阻層對金屬傳導層206執行蝕刻製程，暴露出下方第一絕緣層204之部分上表面，使得金屬傳導層206具有一側壁207鄰接上表面205及下方暴露的第一絕緣層204之部分上表面。

【0031】參照第10圖，沉積絕緣材料層216於第一絕緣層204、金屬傳導層206以及此些工作電極212之上。在此步驟中，絕緣材料層216可例如保角地覆蓋第一絕緣層204、金屬傳導層206及此些工作電極212。在一些實施方式中，絕緣材料層216可為多層，且各層材料彼此相異。在一些實施方式中，絕緣材料層216可為多層，且各層材料彼此相同。在一些實施方式中，絕緣材料層可利用PVD、CVD、電漿增強型化學氣相沉積(Plasma enhanced CVD, PECVD)及/或其他適合的製程來形成。

【0032】在一實施例中，絕緣材料層216可包含但不限於氧化物、氮化物、氮氧化物或其組合，例如氧化矽、氮化矽、氮氧化矽。在一實施例中，絕緣材料層216為四乙氧基矽烷。

【0033】接著參照第11圖，對絕緣材料層216進行平坦化製程以形成第二絕緣層218。在此步驟中，對

上述絕緣材料層216進行平坦化製程，以得到具有實質平坦上表面的第二絕緣層218。在一實施例中，平坦化製程可以為化學機械平坦化(CMP)及/或其他適合的製程。在一些實施例中，絕緣材料層216為多層絕緣材料層，且各層材料彼此相異，使得平坦化製程效率較佳。

【0034】最後參照第12圖，藉由適當的蝕刻製程移除部分第二絕緣層218，使得第二絕緣層218的上表面213介於金屬傳導層206的上表面205與此些工作電極212的頂面209之間。故此些工作電極212凸出第二絕緣層218的上表面213，而上述凸出部分具有第二高度H2，為各該頂面209至第二絕緣層218的上表面213之垂直距離。在一些實施例中，第二高度H2為約0.01微米至約0.5微米，例如為約0.05微米、0.15微米、約0.3微米或約0.45微米。在一些實施例中，可進一步將生物性探針修飾於此些工作電極212之上，使得生物性探針連結至此些工作電極212的頂面209。

【0035】根據本發明之各種實施方式所製造的生物感測元件，可相容於各種生物感測裝置。第13圖繪示本發明某些實施方式之生物感測裝置300的上視圖，第14A圖繪示沿第13圖中AA線段的剖視圖。如第13圖及第14A圖所示，生物感測裝置300包含基板303、金屬傳導層306a、金屬傳導層306b、第二絕

緣層308、複數個工作電極310、對電極312、生物性探針314、信號檢測單元316及導線318。

【0036】 各個工作電極310及對電極312可藉由一或多條導線318電性連接至信號檢測單元316。據此，如第14A圖所示，當施加一電壓於此些工作電極310時，會使得此些電極310產生各自的電場E，其圍繞對應的工作電極310。此時，接著提供一待測樣品與前述生物性探針314接觸。若待測樣品中的目標分子與生物性探針314結合時，此些工作電極310會產生一信號，所產生的信號藉由導線318傳送至信號檢測單元316，進而偵測到目標分子的存在。

【0037】 繼續參照第14A圖，金屬傳導層306b配置於第一絕緣層304之上。對電極312配置於金屬傳導層306b之上。在一些實施例中，金屬傳導層306b的材料與金屬傳導層306a的材料相同。在一些實施例中，金屬傳導層306b的材料與金屬傳導層306a的材料相異。至於基板303、金屬傳導層306a、第二絕緣層308、此些工作電極310、生物性探針314可與前文所述之基板103、金屬傳導層106、第二絕緣層108、複數個工作電極110、生物性探針112相同，於此不再重複贅述。

【0038】 接著參照第14B圖，係依據第14A圖繪示其局部放大示意圖。當施加電壓於此些工作電極310時，會使得此些工作電極310產生各自的電場。例示

性地，電場 E75 繪示空間中各點 75% 最大電場強度所連成的電場線。換言之，在電場 E75 所包覆的範圍「內」其各點電場強度皆大於 75% 最大電場強度。

例示性地，電場 E50 繪示空間中各點 50% 最大電場強度所連成的電場線。換言之，在電場 E50 所包覆的範圍「內」其各點電場強度皆大於 50% 最大電場強度。

根據一些實施方式，施加電壓於此些工作電極 310 時，會使得 75% 最大電場強度(即最大電場強度乘上 0.75)出現在從頂面 311 朝下方位移約第二高度 H2 的 27-40% 之處(即電場 E75 所連成的電場線與此些工作電極 310 交會之處)；換言之，75% 最大電場強度出現在上表面 313 上方約 60-73% 的第二高度 H2 之處。根據一些實施方式，施加電壓於此些工作電極 310 時，會使得 50% 最大電場強度(即最大電場強度乘上 0.5)出現在從頂面 311 朝下方位移約第二高度 H2 的 80-93% 之處(即電場 E50 所連成的電場線與此些工作電極 310 交會之處)；換言之，50% 最大電場強度出現在上表面 313 上方約 7-20% 的第二高度 H2 之處。

【0039】 電場分析模擬

【0040】 本實驗利用 COMSOL Multiphysics 4.4 模擬分析軟體，進行電場強度的模擬分析。如下表一所示，當工作電極為圓形時，實施例 1 為具有半徑 0.05 微米的圓形工作電極，最大電場數值為 2.86×10^6 (v/m)；實施例 2 為具有半徑 0.1 微米的圓形工作電

極，最大電場數值為 1.85×10^6 (v/m)；實施例 3 為具有半徑 0.2 微米的圓形工作電極，最大電場數值為 7.75×10^5 (v/m)。

【0041】 表一

工作電極	電極半徑(μm)	最大電場數值(v/m)
實施例 1	0.05	2.86×10^6
實施例 2	0.1	1.85×10^6
實施例 3	0.2	7.75×10^5

【0042】 由上述可知，當工作電極的半徑減少時，最大電場數值則會增加。接著，如下表二所示，模擬工作電極凸出部分之電場的包覆範圍及強度。當工作電極為傳統的平面工作電極時，高度為 0 微米，故無側壁，無論 100%、75%或 50%最大電場強度皆出現於工作電極之表面上。接著如下表二所示，當工作電極第二高度 H2 為 0.15 微米時，自工作電極頂面朝向下方絕緣層計算，75%最大電場強度出現於距離工作電極頂面 0.05 微米之處；而 50%最大電場強度出現於距離工作電極頂面 0.13 微米之處。

【0043】 表二

工作電極高度(μm)	100%最大電場強度高度處	75%最大電場強度高度處	50%最大電場強度高度處
0	0	0	0
0.15	0	0.05	0.13

【0044】 綜上所述，根據本發明之各種實施方式，生物感測元件具有工作電極凸出於絕緣層。在電化學反應中，當電場越大帶電物體的移動越快。結果電流密度就越高。

【0045】 習知一電化學反應公式(Electrochemical

Methods: Fundamentals and Applications. Allen J. Bard, Larry R. Faulkner, Wiley. ISBN:0471043729)

如下：

$$J_A(x, t) = -\left(\frac{F}{RT}\right)z_A D_A C_A(x, t) \mathcal{E}(x)$$

【0046】 $J_A(x, t)$ 代表帶電物體A在位置x,時間t時的電流密度。 z_A 代表帶電物體A的價數。 D_A 代表帶電物體A的擴散係數。 $C_A(x, t)$ 代表帶電物體A在位置x,時間t時的濃度。 $\mathcal{E}(x)$ 代表帶電物體A在位置x受到的電場。此凸出的工作電極使得電場包覆範圍較廣，對帶電物體的移動受到電場包覆範圍較廣的影響，有助於電化學反應效率的提升，進而增加訊號的強度。據此，本發明實施方式所製得的工作電極寬度可較習知平面電極的面積小，進而提升靈敏度。

【0047】 前文概述數個實施例之特徵以使得熟習該項技術者可更好地理解本揭示內容之態樣。熟習該項技術者應瞭解，可容易地將本揭示內容用作設計或修改用於實現相同目的及/或達成本文引入之實施例的相同優點之其他製程及結構之基礎。熟習該項技術者亦應認識到，此類等效物構造不違背本揭示內容之精神及範疇，且可在不違背本揭示內容之精神及範疇之情況下於此作出各種變化、替代以及變更。

【符號說明】

【0048】

100	生物感測元件
102	基材
103	基板
104	第一絕緣層
105	上表面
106	金屬傳導層
107	側壁
108	第二絕緣層
109	頂面
110	工作電極
111	側壁
112	生物性探針
113	上表面
200	生物感測元件
202	基材
203	基板
204	第一絕緣層
205	上表面
206	金屬傳導層
207	側壁
208	導電層
209	頂面

210	光罩
211	側壁
212	工作電極
213	上表面
214	光罩
216	絕緣材料層
218	第二絕緣層
300	生物感測裝置
302	基材
303	基板
304	第一絕緣層
305	側壁
306a	金屬層
306b	金屬層
307	上表面
308	第二絕緣層
309	側壁
310	工作電極
311	頂面
312	對電極
313	上表面
314	生物性探針
316	信號檢測單元
318	導線

- H1 第一高度
- H2 第二高度
- E 電場
- E75 電場
- E50 電場

【發明申請專利範圍】

【第 1 項】一種生物感測元件的製造方法，包含以下步驟：

提供一基板；

形成一金屬傳導層於該基板之上，且該金屬傳導層具有一上表面；

形成複數個工作電極於該金屬傳導層的該上表面，使得各該工作電極包含一頂面，且各該頂面高於該金屬傳導層的該上表面；以及

形成一絕緣層覆蓋該金屬傳導層並圍繞該等工作電極，其中該絕緣層之一上表面介於該等頂面與該金屬傳導層之該上表面之間，使得該等工作電極凸出該絕緣層之該上表面。

【第 2 項】如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中各該工作電極具有高寬比為約 0.125 至約 7.5 之間。

【第 3 項】如申請專利範圍第 1 項所述之方法，其中形成該絕緣層之步驟包含：

沉積一絕緣材料層於該金屬傳導層及該等工作電極之上；

對該絕緣材料層進行一平坦化製程，以形成一平坦化絕緣材料層；以及

蝕刻該平坦化絕緣材料層，而形成該絕緣層。

【第 4 項】如申請專利範圍第 1 項所述之方法，進一步包含將生物性探針連結於該等工作電極上，其中該生物性探針為核酸、細胞、抗體、酵素、多肽或其組合。

【第 5 項】一種生物感測元件，包含：

一基板；

一金屬傳導層，配置於該基板之上，且該金屬傳導層具有一上表面；

複數個工作電極，配置於該金屬傳導層的該上表面之上，其中各該工作電極包含一頂面，且各該頂面高於該金屬傳導層的該上表面；以及

一絕緣層，覆蓋該金屬傳導層並圍繞該等工作電極，其中該絕緣層之一上表面介於該等頂面與該金屬傳導層之該上表面之間，使得該等工作電極凸出該絕緣層之該上表面。

【第 6 項】如申請專利範圍第 5 項所述之生物感測元件，其中各該工作電極具有高寬比為約 0.125 至約 7.5 之間。

【第 7 項】如申請專利範圍第 5 項所述之生物感測元件，各該工作電極凸出該上表面一第二高度，且該第二高度為約 0.01 微米至約 0.5 微米之間。

【第 8 項】如申請專利範圍第 5 項所述之生物感測元件，進一步包含生物性探針連結至該等工作電極，其中該生物性探針為核酸、細胞、抗體、酵素、多肽或其組合。

【第 9 項】一種生物分子檢測方法，包含：
提供一樣品包含一目標分子；
提供如申請專利範圍第 10 項所述的生物感測元件；

將生物性探針連結於該等工作電極上；

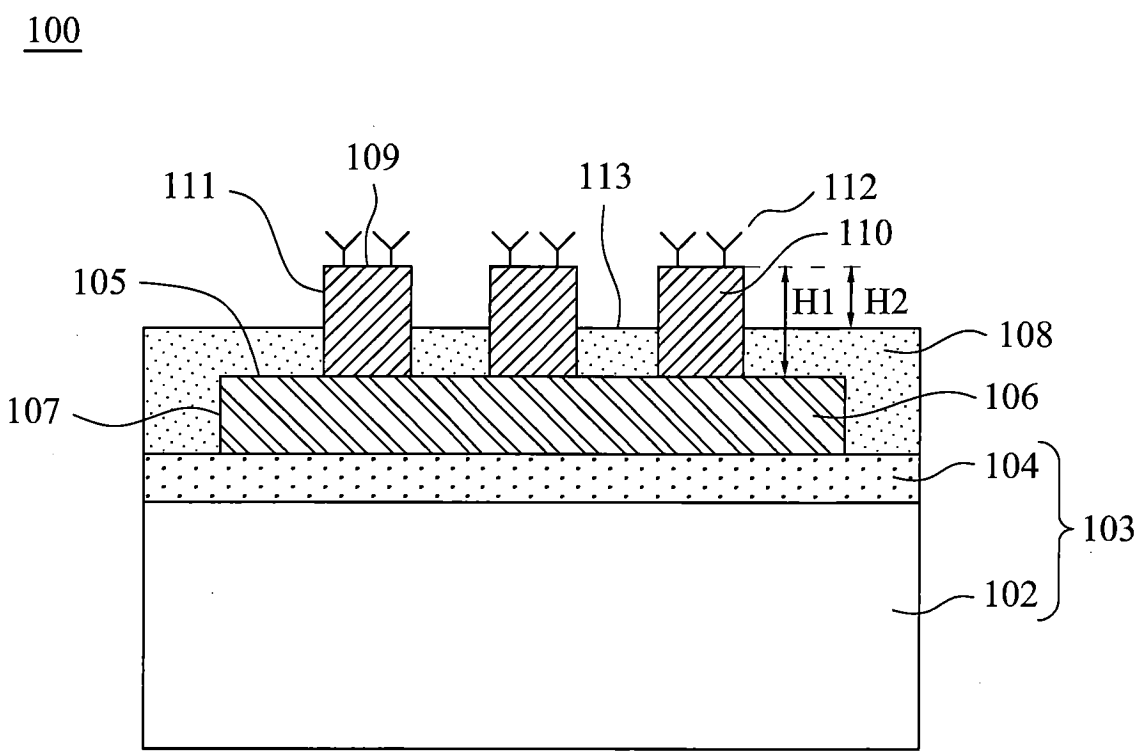
施加一電壓於該等工作電極使得該等工作電極產生一圍繞該等工作電極的電場；以及

將該樣品與該生物性探針接觸使得該樣品中的該目標分子與該生物性探針結合進而使得該等工作電極產生一信號。

【第 10 項】如申請專利範圍第 9 項所述之方法，其中施加該電壓於該等工作電極的步驟包含：
施加一電壓於該等工作電極使得 75%之該電場的

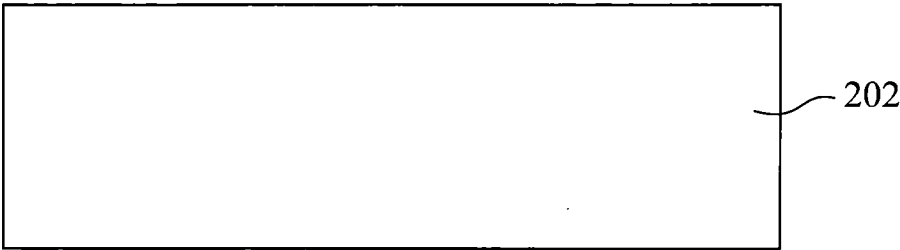
最大強度出現於朝該絕緣層之該上表面約 27%至
約 40%該第二高度之處。

圖式



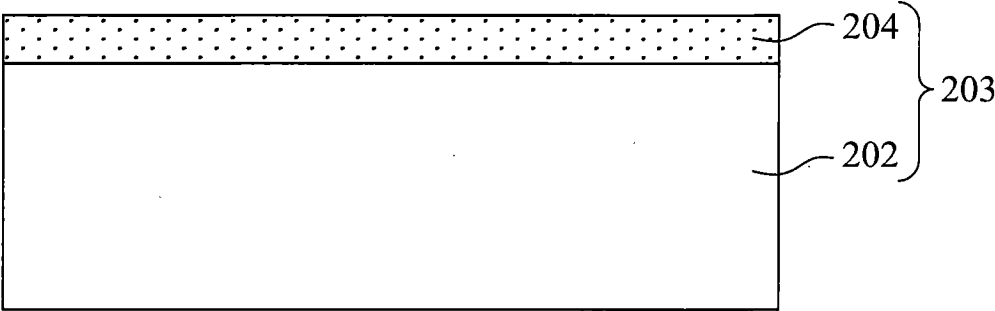
第 1 圖

200



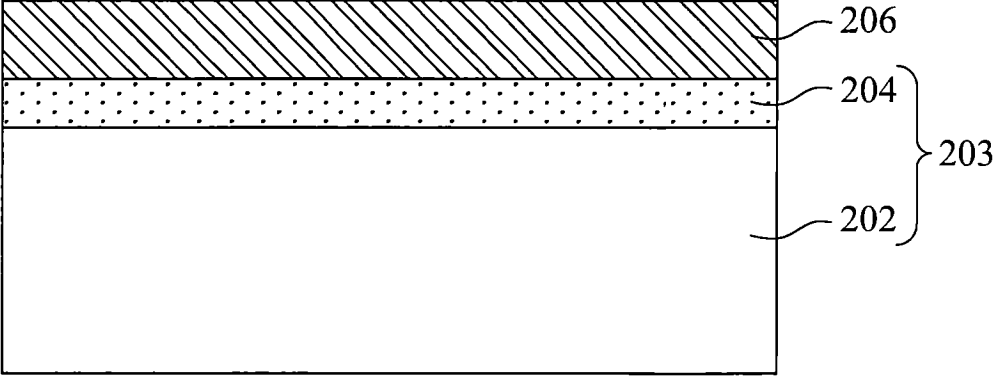
第 2 圖

200



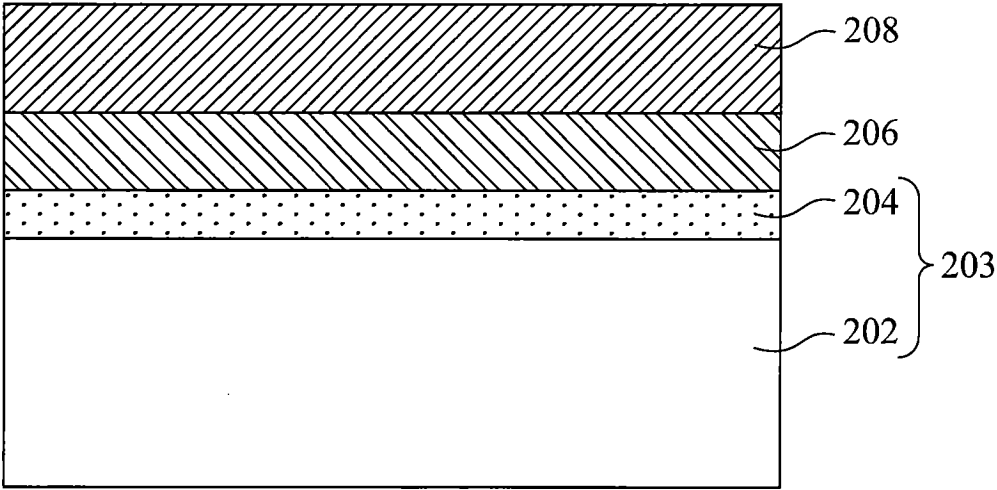
第 3 圖

200



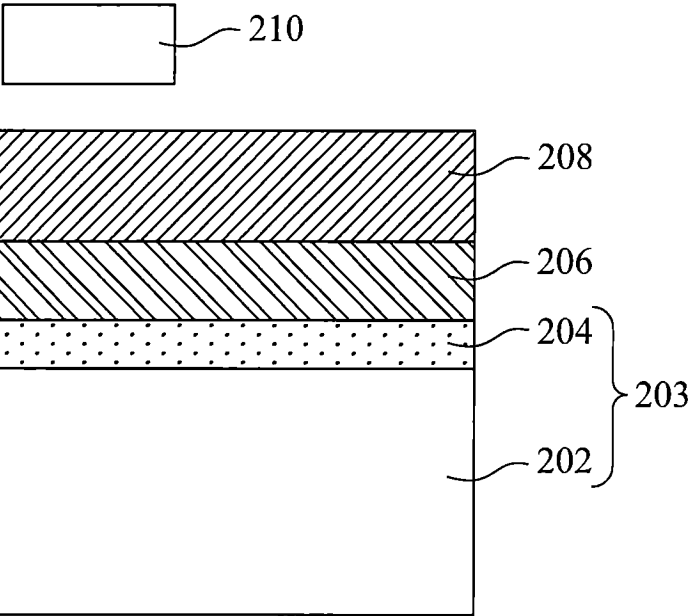
第 4 圖

200

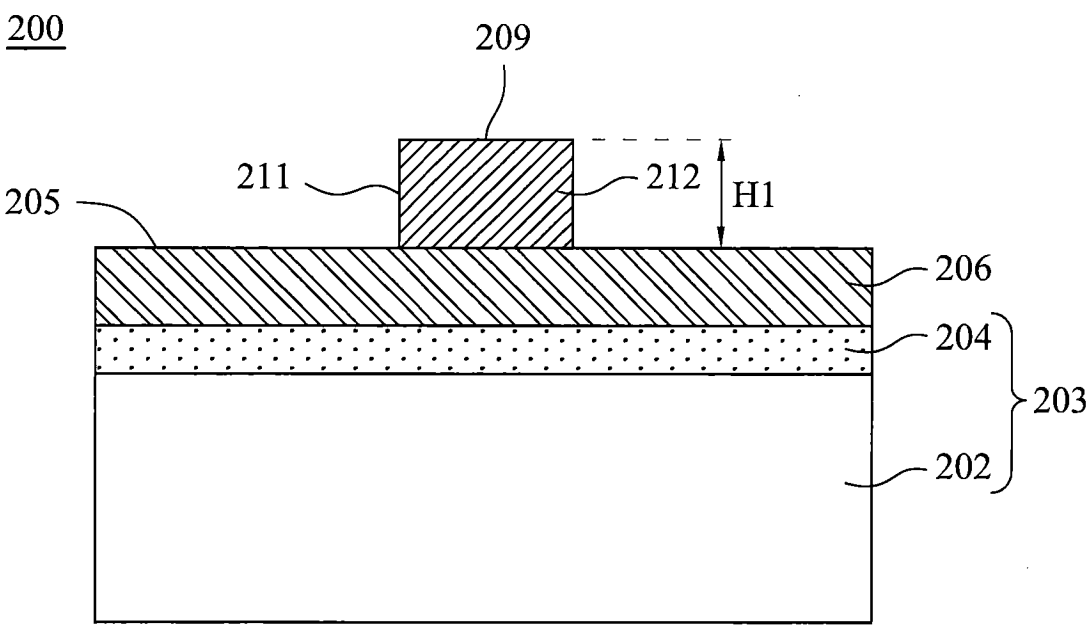


第 5 圖

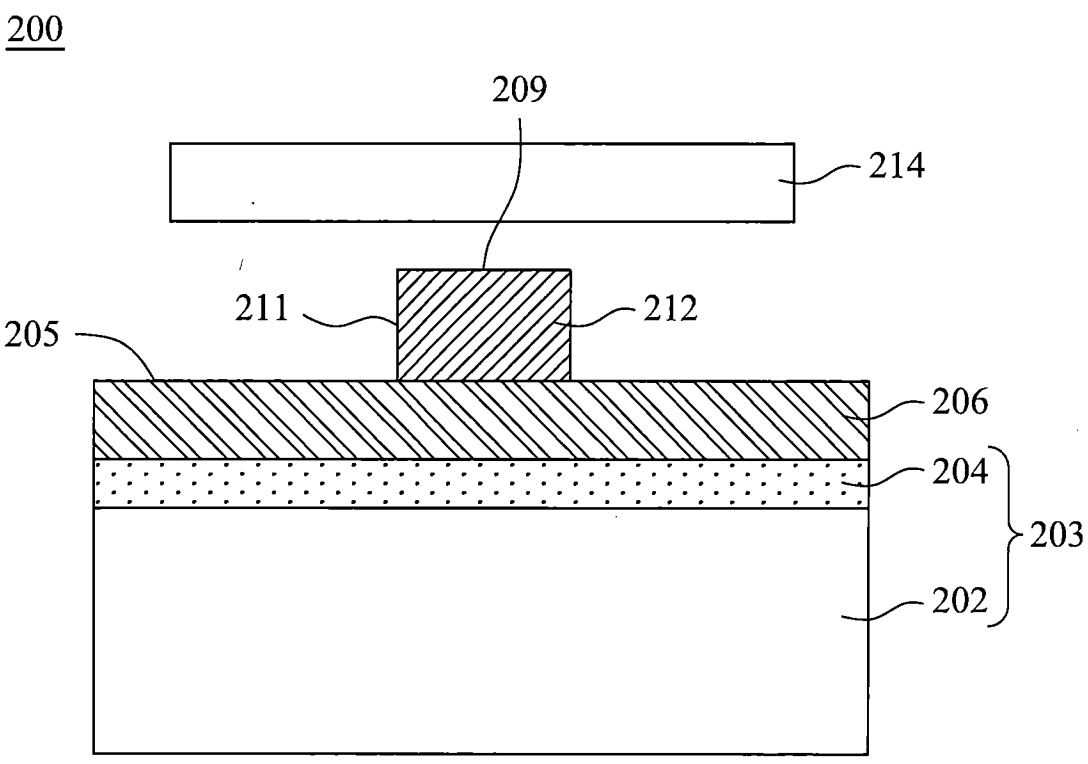
200



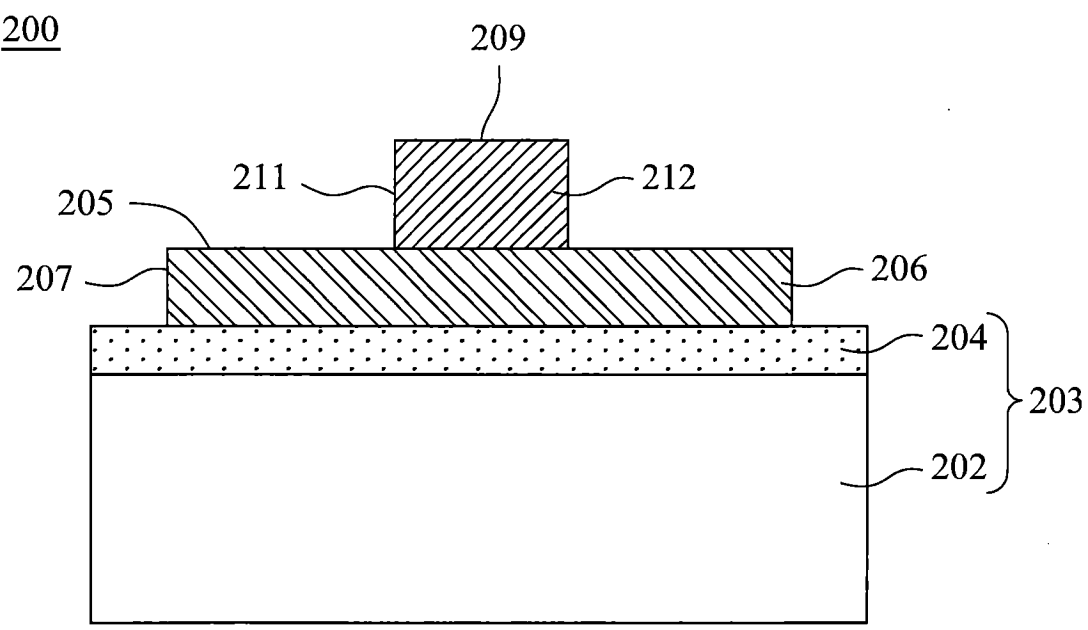
第 6 圖



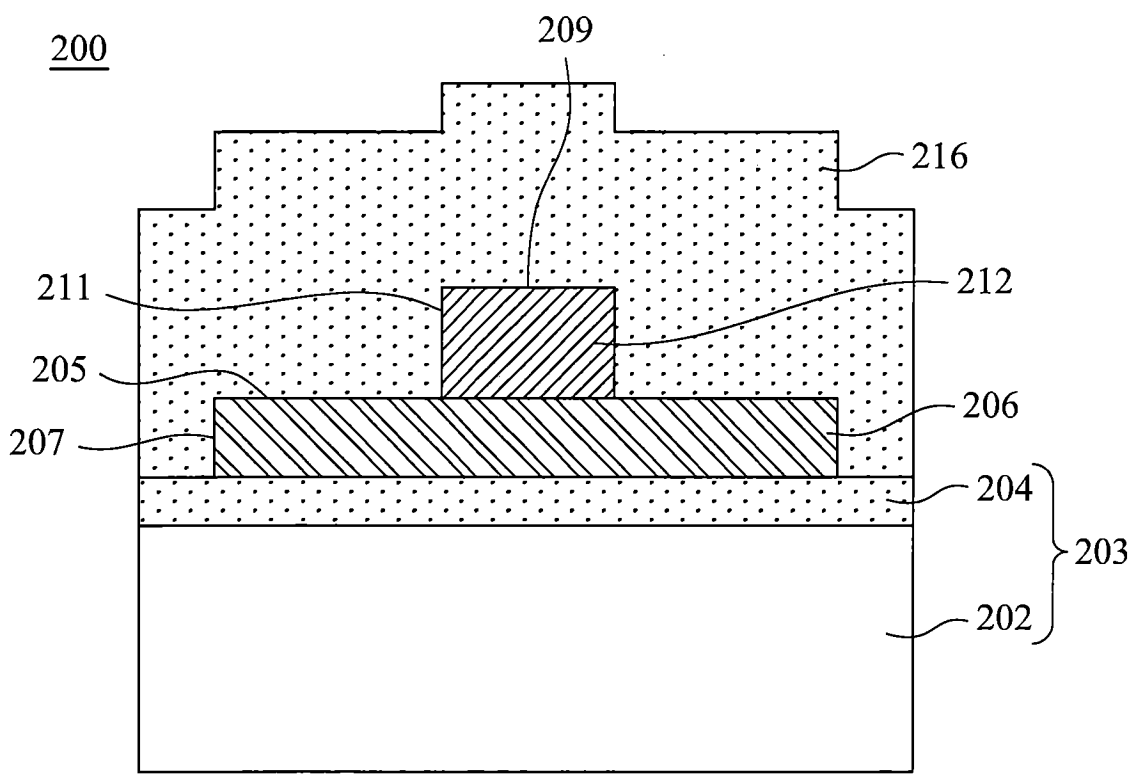
第 7 圖



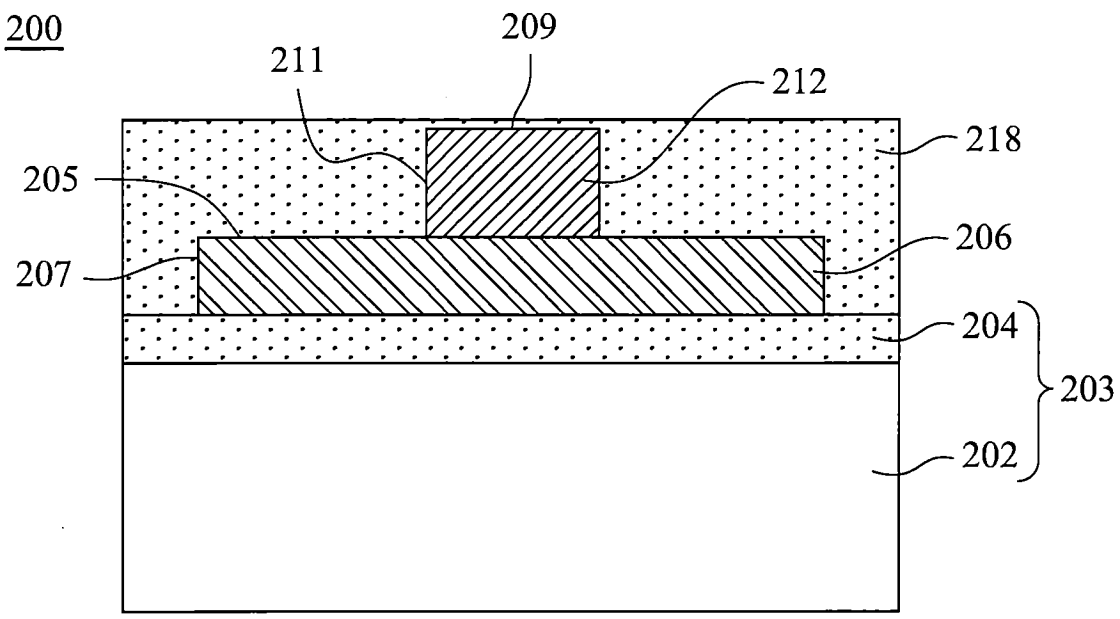
第 8 圖



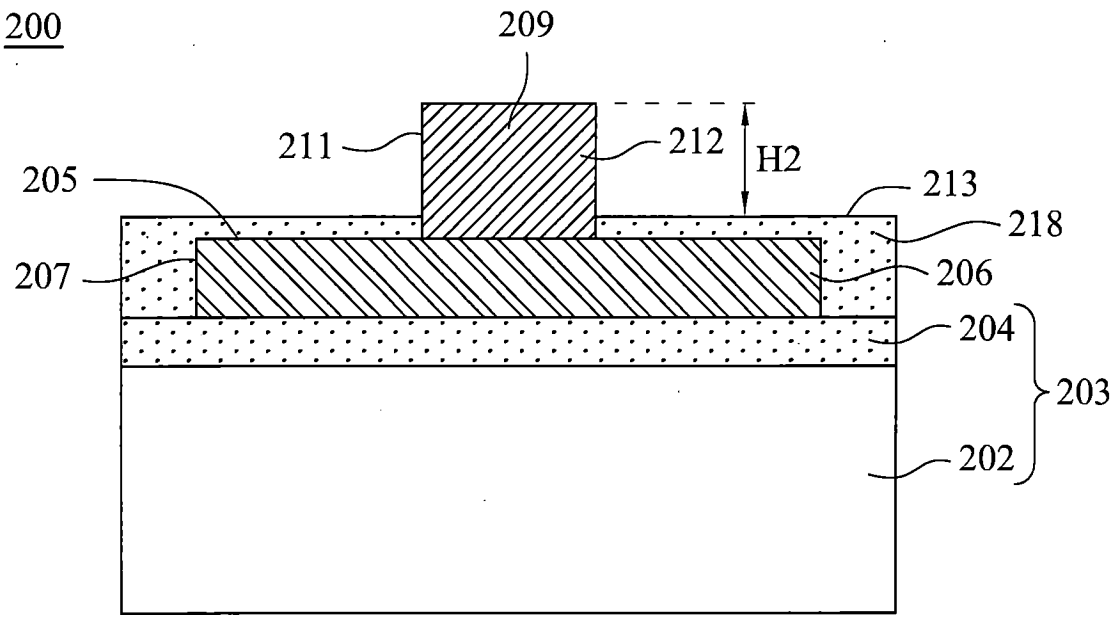
第 9 圖



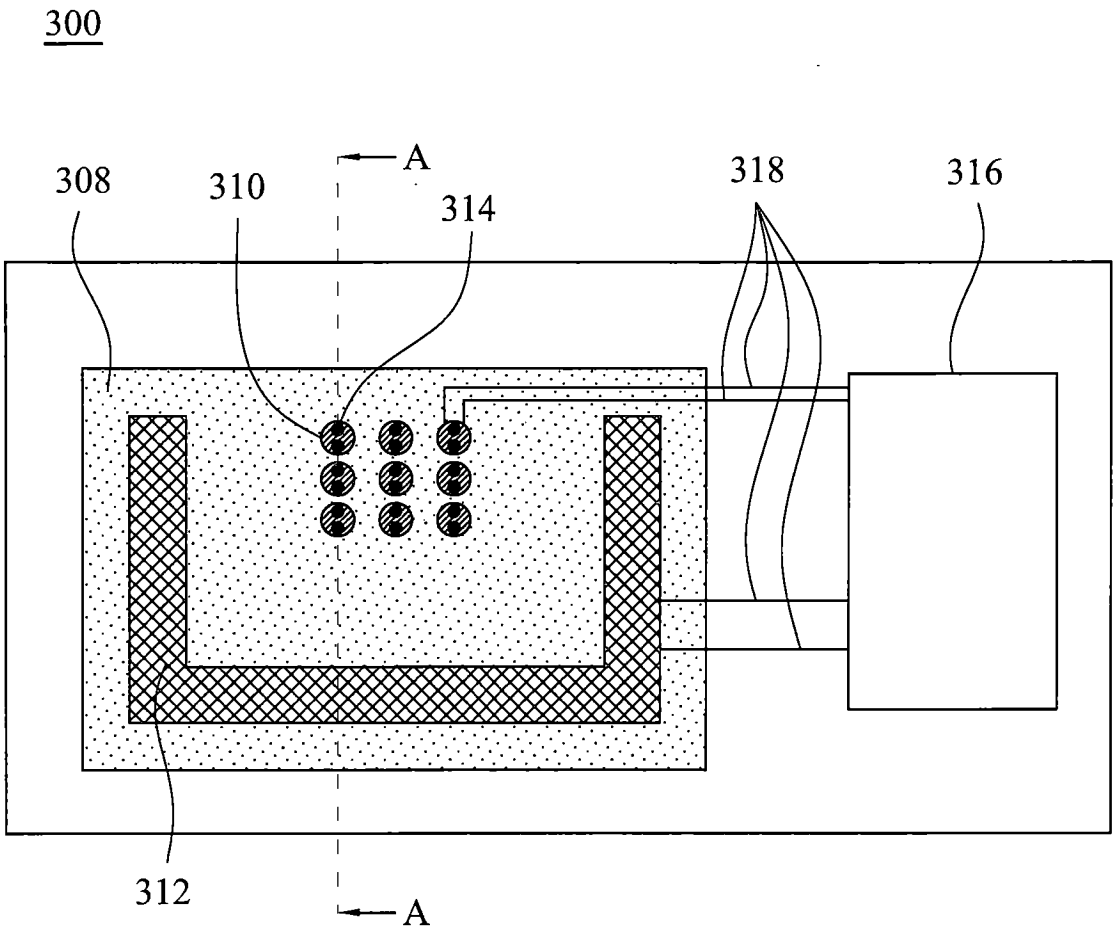
第 10 圖



第 11 圖

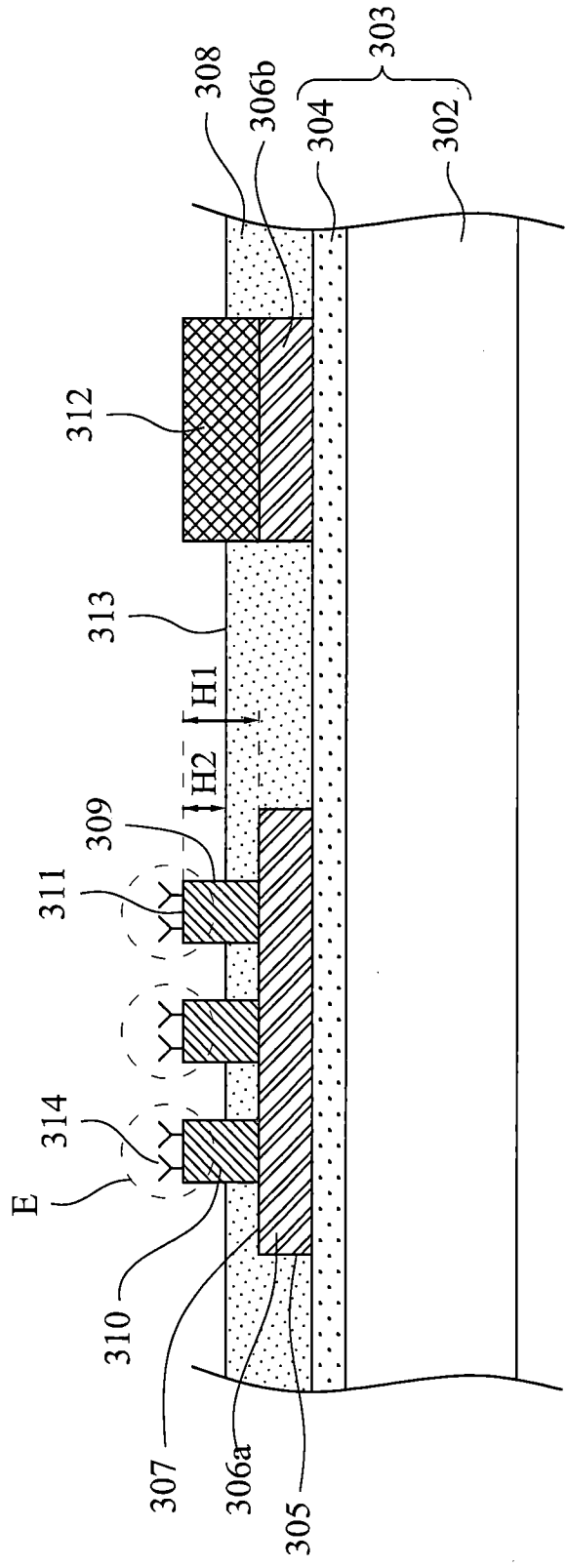


第 12 圖

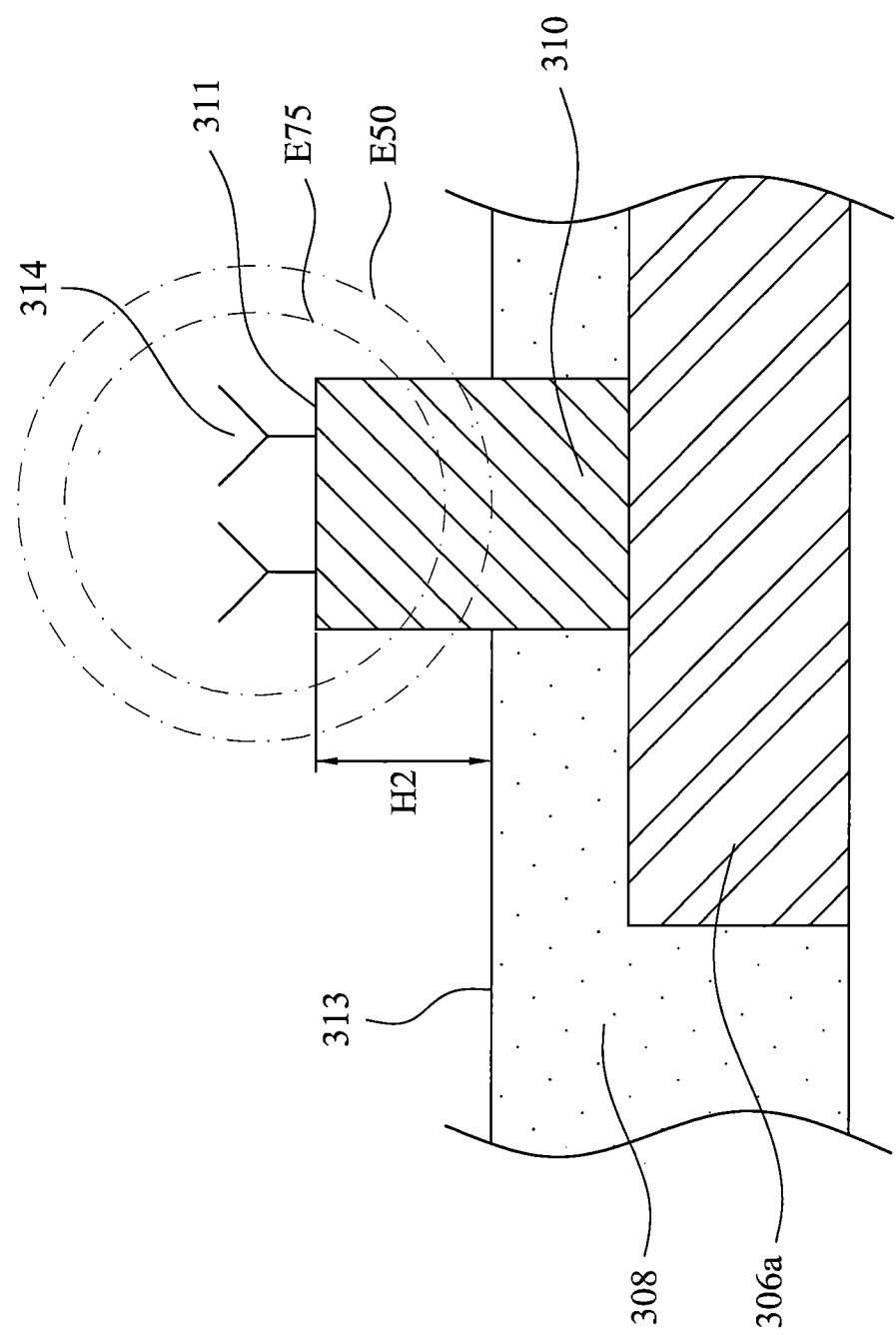


第 13 圖

300



第 14A 圖



第 14B 圖