



(21) 申請案號：104109687

(22) 申請日：中華民國 104 (2015) 年 03 月 26 日

(51) Int. Cl. : G01N27/26 (2006.01)

G01N27/414 (2006.01)

(30) 優先權：2014/06/23 日本

2014-127845

2015/03/24

世界智慧財產權組織

PCT/JP2015/058903

(71) 申請人：國立大學法人東京大學 (日本) THE UNIVERSITY OF TOKYO (JP)

日本

(72) 發明人：坂田利弥 SAKATA, TOSHIYA (JP)；加治佐平 KAJISA, TAIRA (JP)；宮澤雄弥

MIYAZAWA, YUYA (JP)

(74) 代理人：洪澄文

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：11 項 圖式數：4 共 30 頁

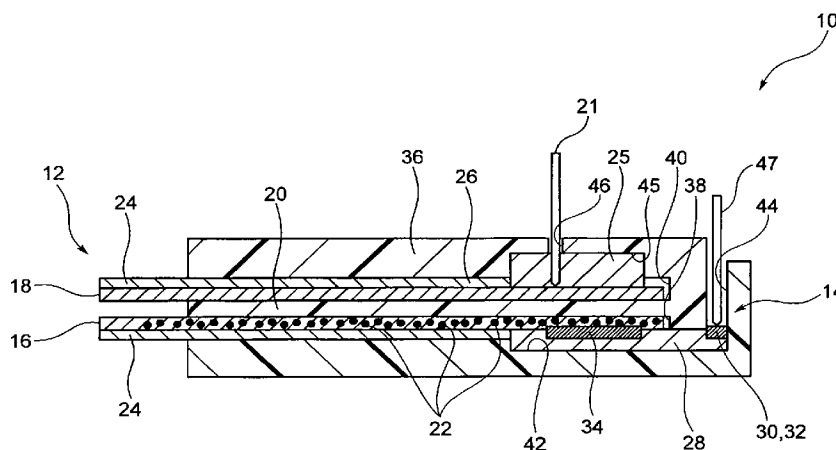
(54) 名稱

採取部及生物感測器

(57) 摘要

提供可基於非侵入式地從人體採取的試料進行分析的採取部以及生物感測器。特徵為包括接受試料液並分開配置的第 1 接受部 16 以及第 2 接受部 18，上述第 1 接受部 16 包含與檢測目標物質結合的識別物質 22 並且將上述試料液中的檢測目標物質與非檢測對象物質分離，上述第 2 接受部 18 透過鹽橋部 25 連接至參考電極 21。

指定代表圖：



第 1 圖

符號簡單說明：

- 10 . . . 生物感測器
- 12 . . . 採取部
- 14 . . . FET
- 16 . . . 第 1 接受部
- 18 . . . 第 2 接受部
- 20 . . . 分離部
- 21 . . . 參考電極
- 22 . . . 識別物質
- 24 . . . 彈性部
- 25 . . . 鹽橋部
- 28 . . . 半導體基板
- 30 . . . 源極電極部
- 32 . . . 汲極電極部
- 34 . . . 閘極電極
- 36 . . . 殼體

- 38 . . . 第 1 接受部
設置部
- 40 . . . 第 2 接受部
設置部
- 42 . . . FET 設置部
- 44 . . . 探針插入槽
- 45 . . . 鹽橋設置部
- 46 . . . 參考電極插
入槽
- 47 . . . 探針電極

發明摘要

※ 申請案號：104109687

※ 申請日：104.3.26

※IPC 分類：G01N 27/26 (2006.01)

G01N 27/414 (2006.01)

【發明名稱】（中文/英文）

採取部及生物感測器

【中文】

【問題】提供可基於非侵入式地從人體採取的試料進行分析的採取部以及生物感測器。

【解決手段】特徵為包括接受試料液並分開配置的第 1 接受部 16 以及第 2 接受部 18，上述第 1 接受部 16 包含與檢測目標物質結合的識別物質 22 並且將上述試料液中的檢測目標物質與非檢測對象物質分離，上述第 2 接受部 18 透過鹽橋部 25 連接至參考電極 21。

【英文】

無。

【代表圖】

【本案指定代表圖】：第（1）圖。

【本代表圖之符號簡單說明】：

- 10～生物感測器；
- 12～採取部；
- 14～FET；
- 16～第1接受部；
- 18～第2接受部；
- 20～分離部；
- 21～參考電極；
- 22～識別物質；
- 24～彈性部；
- 25～鹽橋部；
- 28～半導體基板；
- 30～源極電極部；
- 32～汲極電極部；
- 34～閘極電極；
- 36～殼體；
- 38～第1接受部設置部；
- 40～第2接受部設置部；
- 42～FET設置部；
- 44～探針插入槽；
- 45～鹽橋設置部；
- 46～參考電極插入槽；

47～探針電極。

【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】 (中文/英文)

採取部及生物感測器

【技術領域】

【0001】 本發明係關於採取部及生物感測器。

【先前技術】

【0002】 近年來，作為生物感測器，揭示可用於非侵入式分析活細胞的技術(例如，專利文獻 1)。在專利文獻 1 中，揭示具有檢測負電荷之物理特性變化的檢測表面由與唾液酸試料(細胞本身或得自細胞的糖鏈)的苯基硼酸根覆蓋的構造的生物感測器。

【先前技術文獻】

【專利文獻】

【0003】 專利文獻 1 特開 2010-107496 號公報

【發明內容】

【發明所欲解決之問題】

【0004】 然而，在上述專利文獻 1 所記載的生物感測器，雖然沒有對細胞等侵入，但不可確定在採取細胞時沒有對人體侵入。也就是說，希望有可以更減輕對人體負擔的生物感測器，例如，可檢測基於淚液、汗液、唾液等之檢測目標的生物感測器。順帶一提，在淚液等中，除了作為檢測對象的葡萄糖，也包含白蛋白等蛋白質，會有將上述蛋白質當作雜訊而使量測敏感度降低的擔憂。

【0005】在此，本發明的目的在於提供可基於非侵入式地從人體採取的試料進行分析的採取部以及生物感測器。

【解決問題之手段】

【0006】根據本發明之採取部包括接受試料液並分開配置的第 1 接受部與第 2 接受部，上述第 1 接受部包含與檢測目標物質結合的識別物質並且將上述試料液中的檢測目標物質與非檢測對象物質分離，上述第 2 接受部透過鹽橋部連接至參考電極。

【0007】根據本發明之生物感測器包括上述採取部、電氣連接上述第 1 接受部與閘電極的場效電晶體。

【發明效果】

【0008】根據本發明，藉由抑制非檢測對象物質與第 1 接受部所包含之識別物質結合，可提高量測敏感度，因此可以更確實地量測基於非侵入式地從人體採取試料液的檢測目標物質的濃度。

【0009】另外，由於第 1 接受部與第 2 接受部係分開配置且形成為不混合所採取的試料液，可透過鹽橋部電氣連接淚液與參考電極，以可達成小型化。

【圖式簡單說明】

【0010】

第 1 圖係示意性地表示根據第 1 實施形態之生物感測器的構成的縱剖面圖。

第 2 圖係表示量測根據第 1 實施形態之生物感測器的電氣特性的結果的圖表。

第 3 圖係示意性地表示根據第 2 實施形態之生物感測器的構成的部分俯視圖。

第 4 圖係示意性地表示根據第 2 實施形態之生物感測器的構成的剖面圖，第 4A 圖為第 3 圖中 A-A 線的剖面圖，第 4B 圖為第 3 圖中 B-B 線的剖面圖。

【實施方式】

【0011】以下參照圖式詳細說明本發明的實施形態。

[第 1 實施形態]

(整體構成)

【0012】第 1 圖所示的生物感測器 10 包括採取部 12、場效電晶體(FET: Field Effect Transistor)14。生物感測器 10 在採取部 12 識別作為試料液所包含之檢測目標物質的葡萄糖，在 FET 14 將識別資訊轉換為電氣訊號，藉此檢測試料液中的葡萄糖量。在此，試料液為非侵入式地採取的試料液，意即，作為血液以外的生物液，可列舉汗液、淚液、唾液。這些試料液中，除了葡萄糖，也包含作為非檢測目標物質的白蛋白等蛋白質。

【0013】採取部 12 具有分開配置的 2 個接受部，即第 1 接受部 16 與第 2 接受部 18。第 1 接受部 16 與第 2 接受部 18 係形成為使試料液從前端移動至後端，並藉由分離部 20 分開。藉由分離部 20，可抑制從前端移動至後端的試料液混合。

【0014】第 1 接受部 16 在將試料液從前端移動至後端的同時將試料液中的葡萄糖從蛋白質分離出。在本實施形態的情況下，第 1 接受部 16 係以切割為矩形的濾紙形成。

【0015】第 1 接受部 16 在後端側電氣連接至 FET 14。第 1

接受部 16 包含識別物質 22。識別物質 22 具有與試料液所包含之葡萄糖結合的功能。識別物質 22 除了可使用苯基硼酸，也可使用例如其衍生物(例如具有乙烯基的苯基硼酸)、葡萄糖結合蛋白(GBP)以及其衍生物等。舉例而言，苯基硼酸與葡萄糖結合時會產生負電荷。

【0016】在本實施形態的情況下，識別物質 22 係搭載於載體(圖中未示)。載體可使用導電性粒子、非導電性粒子。導電性粒子可使用金屬粒子，例如金(Au)、鉑(Pt)、銀(Ag)、銅(Cu)等粒子，或非金屬粒子，例如氧化銦錫(ITO: Indium Tin Oxide)、導電性聚合物等粒子。另外，非導電性粒子可使用例如二氧化矽(SiO₂)等粒子。舉例而言，導入硫醇基(-SH)或二硫基(-S-S-)至作為識別物質 22 的苯基硼酸，成為硫醇或二硫化物的衍生物，藉此可在金粒子的表面上搭載苯基硼酸。

【0017】第 1 接受部 16 可形成彈性部 24。在本圖的情況下，彈性部 24 係形成於面向第 2 接受部 18 之表面的對向側的表面上。另外，彈性部 24 不形成於第 1 接受部 16 的後端側。彈性部 24 可由具有生物相容性的材料形成，例如水凝膠。水凝膠為親水性高分子鏈間交叉鏈結以保持大量的水並具有優良吸水性的膠體狀材料，舉例有瓊脂糖、矽氧樹脂、聚甲基丙烯酸羥乙酯(Poly-HEMA，也稱為甲基丙烯酸-2-羥乙酯)、聚乙烯吡咯烷酮(PVP)、聚乙烯醇(PVA)等。Poly-HEMA 可為甲基丙烯酸羥乙酯(HEMA)的同元聚合物，也可以是其他單體(例如 2,3-二羥丙基甲基丙烯酸酯、甘油丙烯酸甲酯(GMA)等)等的共聚物。另外，Poly-HEMA 傾向為共聚物以具有更高的含水

率。另外，作為 PVP，可為 N-乙基吡咯烷酮(NVP)的同元聚合物，也可為以 NVP 為主成分並加入 HEMA、甲基丙烯酸甲酯(MMA)等與交鏈劑而聚合成之共聚合物。

【0018】第 2 接受部 18 並未特別限制，例如可使用紙。紙由黏著植物纖維或其他纖維製造而成。植物纖維由纖維素、半纖維素構成。纖維素有藉由氫鍵結所具有的多數羥基而鍵結的特性，藉此使構成紙的植物纖維黏著在一起。另外，作為其他纖維，舉例有使礦物、金屬、合成樹脂等成為纖維狀者等。

【0019】第 2 接受部 18 在後端側透過鹽橋部 25 連接至參考電極 21。鹽橋部 25 例如由瓊脂等固定氯化鉀水溶液所形成。移動於第 2 接受部 18 的試料液與參考電極 21 藉由鹽橋部 25 不直接接觸而電氣連接。

【0020】第 2 接受部 18 與第 1 接受部 16 一樣可形成彈性部 24。在本圖的情況下，彈性部 24 係形成於面向第 1 接受部 16 之表面的對向側的表面上。彈性部 24 不形成於設置有鹽橋部 25 的第 2 接受部 18 的後端側。

【0021】FET 14 包括電氣連接至形成於半導體基板 28 表面之源極(圖中未示)之源極電極部 30 以及電氣連接至汲極(圖中未示)的汲極電極部 32、半導體基板 28、形成於源極電極部 30 以及汲極電極部 32 上的閘極絕緣膜(圖中未示)。FET 14 可使用 n-MOS 與 p-MOS 其中任一者。在閘極絕緣膜上形成閘極電極 34。閘極電極 34 可由金(Au)、銀(Ag)、銅(Cu)等形成。源極電極部 30 與汲極電極部 32 電氣連接至圖中未示的電源以及測量儀。

【0022】半導體基板 28 可由矽 (Si)、鎵 (Ga)、砷 (As)、氧化銦錫 (ITO)、氧化銦鎵鋅 (IGZO)、氧化銦鋅 IZO 等形成，也可使用有機半導體、碳半導體 (例如，奈米碳管、石墨烯半導體、金剛石半導體等)。閘極絕緣膜可由二氧化矽 (SiO_2)、氮化矽 (Si_3N_4 (SiN_x))、氧化鉭 (Ta_2O_5)、氧化鋁 (Al_2O_3) 等的氧化物或氮化物形成。

【0023】在本實施形態的情況下，生物感測器 10 包括保持採取部 12 以及 FET 14 的殼體 36。殼體 36 為由聚對苯二甲酸乙二酯 (PET: polyethylene terephthalate)、聚四氟乙烯 (PTFE: polytetrafluoroethylene) 等的合成樹脂形成的立方體部件，具有第 1 接受部設置部 38、第 2 接受部設置部 40、FET 設置部 42、分離部 20、探針插入槽 44、參考電極插入槽 46。

【0024】殼體 36，在厚度方向之一面的上下形成 2 個從長度方向之一端延伸至另一端的槽。下側的槽為第 1 接受部設置部 38，上側的槽為第 2 接受部設置部 40。第 1 接受部設置部 38 與第 2 接受部設置部 40 之間形成分離部 20。

【0025】在第 1 接受部設置部 38 另一端側形成 FET 設置部 42。在 FET 設置部 42 形成連通至殼體 36 長度方向的另一端側表面的探針插入槽 44。探針插入槽 44 係在垂直於本圖紙面的方向上並排設置 2 個。

【0026】在第 2 接受部設置部 40 另一端側形成鹽橋設置部 45。在鹽橋設置部形成連通至殼體 36 長度方向的另一端側表面的參考電極插入槽 46。

【0027】於 FET 設置部 42，在源極電極部 30 與汲極電極⁵

部 32 分別匹配至探針插入槽 44 的情況下，設置 FET 14。FET 14 的閘極電極 34 係配置於與第 1 接受部設置部 38 連接之部分。第 1 接受部 16 在將彈性部 24 置於下側的狀態下設置於第 1 接受部設置部 38。另外，第 1 接受部 16 前端從殼體 36 的一端突出，後端側的表面接觸至 FET 14 的閘極電極 34。探針插入槽 44 中分別插入探針電極 47。探針電極 47 前端分別接觸至源極電極部 30 與汲極電極部 32，分別電氣連接至源極與汲極。

【0028】 鹽橋設置部 45 中填充鹽橋部 25。第 2 接受部 18 在將彈性部 24 置於上側的狀態下設置於第 2 接受部設置部 40。另外，第 2 接受部 18 前端從殼體 36 的一端突出，後端側的表面接觸至鹽橋部 25。參考電極插入槽 46 中插入參考電極 21。參考電極 21 的前端插入至鹽橋部 25，與鹽橋部 25 電氣連接。參考電極 21 成爲 FET 14 中的參考電位。

(作用及效果)

【0029】 如上所述構成的生物感測器 10 中，首先，由採取部 12 採取試料液。例如，藉由將採取部 12 前端直接接觸下眼瞼的內側，採取作爲試料液的淚液。在本實施形態的情況下，藉由在第 1 接受部 16 以及第 2 接受部 18 前端側設置彈性部 24，可在不傷及眼球或其周圍皮膚下採取淚液。

【0030】 所採取的淚液以從前端至後端的方向浸透第 1 接受部 16 以及第 2 接受部 18。在本實施形態的情況下，第 1 接受部 16 由濾紙形成，因此淚液中的葡萄糖比蛋白質更快速浸透。在第 1 接受部 16 中葡萄糖與識別物質 22 結合。因此識別物質 22 產生負電荷。另一方面，在第 2 接受部 18，淚液朝後

端側浸透並到達鹽橋部 25，因此淚液透過鹽橋部 25 與參考電極 21 電氣連接。

【0031】上述負電荷使第 1 接受部 16 後端側的閘極電極 34 表面帶電。因此，閘極電極 34 上的電荷密度產生變化。此電荷密度變化，以淚液的參考電極 21 的電位為基準，可作為從源極流至汲極的汲極電流變化而被測量。實際上，閘極電極 34 上的電荷密度變化係作為閘極電壓變化量測。

【0032】在本實施形態的情況下，由於第 1 接受部 16 以濾紙形成，淚液中的葡萄糖比蛋白質更快速浸透，比蛋白質更快速到達至第 1 接受部 16 的後端側。因此，生物感測器 10 可抑制蛋白質與第 1 接受部 16 所包含的識別物質 22 結合以及附著至閘極電極 34 表面，藉此可抑制不必要的負電荷在閘極電極 34 帶電。如此一來，生物感測器 10 可更提高量測敏感度，藉此可以更確實地量測基於非侵入式地從人體採取的試料液的葡萄糖量。

【0033】另外，生物感測器 10 藉由在後端側的分離部 20 分離第 1 接受部 16 與第 2 接受部 18，使得從前端浸透的試料液在後端側不會混合，更在第 2 接受部 18 的後端側設置鹽橋部 25。因此，生物感測器 10 以透過鹽橋部 25 與淚液電氣連接的參考電極 21 為基準，可測量連接至第 1 接受部 16 的另一端側的閘極電極 34 上的電荷密度變化。

【0034】實際上，製備根據上述實施形態的生物感測器 10，在使採取部 12 接觸下眼瞼的內側時測量 FET 14 的輸出電壓。

【0035】使用紙(ADVANTEC 生產，產品名：定性濾紙 No. 131)作為第 1 接受部 16。使用苯基硼酸作為識別物質 22 以及金粒子(粒徑：15 nm)作為載體，將紙浸泡至包含搭載苯基硼酸之金粒子的溶液(濃度：1 nM)以製備第 1 接受部 16。

【0036】使用紙(ADVANTEC 生產，產品名：定性濾紙 No. 131)作為第 2 接受部 18。鹽橋部 25 使用包含氯化鉀(濃度：3.3 M)的瓊脂糖凝膠(Agarose gel)。參考電極 21 係使用鉑電極。

【0037】分離部 20 係使用以 PTFE 形成的厚度 300 μ m 的板狀部件。FET 14 的閘極電極 34 係使用金電極。

【0038】使如此製備的生物感測器 10 的採取部 12 接觸人類眼球 10 秒，閘極電極 34 上的電荷密度變化作為汲極源極間電壓的變化而被量測。其結果如第 2 圖所示。本圖縱軸為輸出電壓(V)，橫軸為時間(秒)。根據本圖，在使採取部 12 接觸眼睛的同時可確認輸出電壓變化。據此，生物感測器 10，在第 1 接受部 16 中由採取部採取的淚液中的葡萄糖與識別物質 22 結合，確認可測量由此生成的閘極電極 34 上的電荷密度變化。

(變形例)

【0039】本發明並不限定為上述實施形態，可在本發明精神的範圍內適當變更。

【0040】舉例而言，在上述實施形態的情況下，雖然在第 1 接受部 16 由濾紙形成的情況下說明，但本發明並不限定於此，也可由具有流道的合成樹脂或有機聚合物之不織布等構造體形成。

【0041】在上述實施形態的情況下，雖然在識別物質 22 搭

載於載體的情況下說明，但本發明並不限定於此，也可由包含識別物質 22 與抑制物質的自組裝單分子層 (Self-Assembled Monolayers : SAMs)。抑制物質抑制非檢測目標物質之白蛋白等蛋白質與苯基硼酸結合以及到達閘極電極 34。SAMs 通常為在固體與液體之界面或固體與氣體之界面自發地聚合有機分子而自發地形成單分子模的有機薄膜。在此情況下，抑制物質以高分子化合物形成。高分子化合物除了可使用分子鏈比識別物質 22 長的寡聚乙二醇，也可使用例如聚乙二醇。

【0042】另外第 1 接受部 16 可使用結合識別物質 22 與抑制物質的共聚合物。在此情況下，抑制物質可由親水性聚合物形成。親水性聚合物是具有親水性官能基(羥基、羧基)的聚合物，為水凝膠、紙、高吸水性聚合物 (SAP : Superabsorbent Polymer)等。

【0043】水凝膠為親水性高分子鏈間交叉鏈結以保持大量的水並具有優良吸水性的膠體狀材料，舉例有聚甲基丙烯酸羥乙酯 (Poly-HEMA，也稱為甲基丙烯酸-2-羥乙酯)、聚乙烯吡咯烷酮 (PVP)、聚乙烯醇 (PVA)等。Poly-HEMA 可為甲基丙烯酸羥乙酯 (HEMA) 的同元聚合物，也可以是其他單體 (例如 2,3-二羥丙基甲基丙烯酸酯、甘油丙烯酸甲酯 (GMA) 等) 等的共聚合物。另外，Poly-HEMA 傾向為共聚合物以具有更高的含水率。另外，作為 PVP，可為 N-乙基吡咯烷酮 (NVP) 的同元聚合物，也可為以 NVP 為主成分並加入 HEMA、甲基丙烯酸甲酯 (MMA) 等與交鏈劑而聚合成之共聚合物。

【0044】紙由黏著植物纖維或其他纖維製造而成。植物纖維

維由纖維素、半纖維素構成。纖維素有藉由氫鍵結所具有的多數羥基而鍵結的特性，藉此將構成紙的植物纖維黏著在一起。另外，作為其他纖維，舉例有使礦物、金屬、合成樹脂等成為纖維狀者等。從更牢固地固定識別物質 22 的觀點來看，較佳為以植物纖維(纖維素)形成。

【0045】 SAP 為可吸收與保持自身重量數百倍至數千倍的水的高分子。作為 SAP，可使用丙烯酸聚合物。丙烯酸的聚合物由於具有大量的羧基而有高親水性，並且交叉鍵結為網狀結構，成為鈉鹽的形而成為持有高吸水性的凝膠。

【0046】 作為其他的親水性聚合物，可舉例有羥丙甲基纖維素(HPMC)、羧甲基纖維素鈉(CMC-Na)、羥乙基纖維素(HEC)等的纖維素衍生物；海藻酸、玻尿酸、瓊脂糖、澱粉、葡聚糖、支鏈澱粉等多糖類及其衍生物；羧基乙烯聚合物、聚乙烯氧化物、聚(甲基)丙烯醯胺、聚(甲基)丙烯酸等的同元聚合物、上述同元聚合物與多糖類等的共聚物以及構成上述同元聚合物之單體與其他單體的共聚物；膠原蛋白、明膠等的蛋白質及其衍生物；肝素、玻尿酸、硫酸軟骨素、硫酸皮膚素、硫酸葡聚糖、硫酸角質素、硫酸乙醯肝素等的糖胺聚多糖、幾丁質、幾丁聚醣等的多糖類或粘多糖類。

【0047】 另外，也可使用 1-乙烯基-2-吡咯啉酮、丙烯酸 2-甲基酯、甲基丙烯醯基氧乙基酞酸單酯、硫酸乙酯銨基甲基丙烯酸酯、N-乙烯基吡咯啉酮、N,N-二甲基丙烯醯胺、2-(甲基丙烯醯氧基乙基)-2-(三甲基銨基乙基)磷酸酯等的親水性聚合物。

【0048】上述例示的親水性聚合物可單獨使用也可併用 2 種以上。

【0049】作為聚合起始劑，可經由適當選擇公知的自由基聚合加速劑而使用。較佳為使用具有水溶性或水分散性，並且平均包含於系統整體中者。具體而言，作為聚合起始劑，可使用水溶性的過氧化物，例如過氧二硫酸鉀或過氧二硫酸銨，水溶性的偶氮化合物，例如除了 VA-004、V-50、V-501(皆為和光純藥工業株式會社製)以外，也可使用 Fe^{2+} 與過氧化氫的混合物。

【0050】作為交鏈劑，可使用 N,N'-亞甲基雙丙烯醯胺、乙二醇二甲基丙烯酸酯、甲基丙烯酸乙酯等。

【0051】在上述實施形態中，雖然第 1 接受部 16 為包含從前端側遍及至後端側之識別物質 22 的構造，但並不限定於此。也可以是與葡萄糖結合的識別物質 22 包含於第 1 接受部 16 的後端側而優先附著葡萄糖以外之物質(例如白蛋白等蛋白質)包含於第 1 接受部 16 的前端側的構造，優先附著葡萄糖以外之物質具體為易結合至硫醇基的物質、金粒子、鉑粒子。較佳為藉由成為此種構造，可提高量測敏感度。

【0052】另外，在上述實施形態的情況下，雖然在分離部 20 與殼體 36 為一體成型的情況下說明，但本發明並不限定於此，也可以分離部 20 與殼體 36 獨立分開形成。

【0053】在上述實施形態的情況下，雖然在殼體 36 一體成型地保持採取部 12 與 FET 14 的情況下說明，但本發明並不限定於此，也可以由保持採取部 12 的第 1 殼體 36 與保持 FET 14

的第 2 殼體 36 構成。藉此，生物感測器可以僅替換採取部。

【0054】在上述實施形態的情況下，雖然在檢測目標物質為葡萄糖的情況下說明，但本發明並不限定於此。例如，本發明也可適用於以鈉離子或鉀離子作為檢測目標物質。在此情況下，識別物質可使用冠醚。

【0055】在上述實施形態的情況下，雖然在參考電極 21 插入至鹽橋部 25 的情況下說明，但本發明並不限定於此，也可在鹽橋部 25 直接形成薄膜以形成參考電極。

【0056】在上述實施形態的情況下，雖然在第 2 接受部 18 由紙形成的情況下說明，但本發明並不限定於此，也可由水凝膠形成。在此情況下，第 2 接受部 18 不需要再設置彈性部 24。

[第 2 實施形態]

(整體構成)

【0057】在第 3 圖中表示部分俯視圖的生物感測器 50 包括在矩形之基板 54 上分開形成的量測電極 60 以及參考電極 62。量測電極 60 與參考電極 62 係沿著基板 54 的長邊形成，各電極的後端 60b、62b 到達基板 54 的端部。量測電極 60 在前端設置第 1 接受部 56，參考電極 62 在前端設置第 2 接受部 58。第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58 係分開配置，第 1、第 2 接受部 56、58 構成將於下述的採取部 52。與第 1 實施形態的情況相同，生物感測器 50 在採取部 52 識別試料液中所包含的檢測目標物質，在圖中未示的 FET 將識別資訊轉換為電氣訊號，藉此檢測試料液中的葡萄糖量。

【0058】作為基板 54，例如可使用玻璃。量測電極 60 可由

例如金電極形成。量測電極 60 的後端 60b 側電氣連接至圖中未示的 FET。在本實施行形態中，將量測電極 60 的後端 60b 側用作 FET 的閘極電極。由於量測電極 60 在前端具有第 1 接受部 56，生物感測器 50 中的 FET 的閘極電極係與第 1 接受部 56 連接。

【0059】 在採取部 52 中，第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58 係分開配置。分開配置的第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58 由多孔狀彈性層 70 覆蓋。多孔狀彈性層 70 可由具有生物相容性的材料形成，例如使水凝膠多孔狀化的多孔狀凝膠。作為多孔狀凝膠，舉例為第 1 實施形態中所舉例的聚甲基丙烯酸羥乙酯等。

【0060】 如第 4A 圖所示，第 1 接受部 56 為在量測電極 60 的前端 60a 的表面設置 MIP(分子拓印高分子：Molecular Imprinted Polymer)凝膠層 66 者。MIP 凝膠層 66 為包含識別物質的凝膠層，凝膠層係由水凝膠形成。作為識別物質，與第 1 實施形態的情況相同，可使用具有與包含於試料液之葡萄糖結合的功能的化合物。另外，作為水凝膠，舉例為第 1 實施形態中所舉例的聚甲基丙烯酸羥乙酯等。

【0061】 第 1 接受部 56 在 MIP 凝膠層 66 中將浸透多孔狀彈性層 70 的試料液中的葡萄糖從蛋白質分離出。

【0062】 在圖示的第 1 接受部 56 中，量測電極 60 的前端 60a 與 MIP 凝膠層 66 之間設有阻擋層 64。阻擋層 64 包括抑制物質。抑制物質為具有蛋白質除去作用者，例如可使用白蛋白的單分子膜。如第 1 實施形態所說明，抑制物質抑制非檢測目

標物質之蛋白質到達閘極電極。

【0063】第 2 接受部 58，如第 4B 圖所示，由鹽橋部 68 覆蓋導體部 62a 所構成。在本實施形態中，導體部 62a 與參考電極 62 為一體成型，參考電極 62 的前端係用作導體部 62a。第 2 接受部 58 透過鹽橋部 68 連接至參考電極 62。參考電極 62 可由銀/氯化銀覆蓋金電極而形成。作為此處的金電極，可使用與量測電極 60 相同者。鹽橋部 68 較佳為比多孔狀彈性層 70 更能使水通過的凝膠層。鹽橋部 68，與第 1 實施形態一樣，由瓊脂等固定氯化鉀水溶液所形成。在試料液浸透多孔狀彈性層 70 以到達第 2 接受部 58 的情況下，試料液與參考電極 62 之前端的導體部 62a，與第 1 實施形態的情況相同，藉由鹽橋部 68 不直接接觸而電氣連接。參考電極 62 的後端 62b 連接至圖中未示的測量儀。

【0064】圖中未示的 FET 基本上具有與第 1 實施形態的情況相同的構成。如上所述，在本實施形態中，將連接至第 1 接受部 56 的量測電極 60 的後端 60b 側用作 FET 的閘極電極。連接至第 2 接受部 58 的參考電極 62 成為 FET 中的參考電位。

（作用及效果）

【0065】如上所述構成的生物感測器 50 中，首先，由採取部 52 採取試料液。例如，藉由將多孔狀彈性層 70 的表面直接接觸下眼瞼，採取作為試料液的淚液。在本實施形態的情況下，藉由在採取部 52 中設置覆蓋第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58 的多孔狀彈性層 70，可在不傷及眼球或其周圍皮膚下採取淚液。

【0066】所採取的淚液朝第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58 浸透多孔狀彈性層 70 內部。在本實施形態的情況下，藉由以多孔狀凝膠形成多孔狀彈性層 70，淚液中的葡萄糖比蛋白質更快速浸透，以到達第 1 接受部 56。在第 1 接受部 56 中，葡萄糖於 MIP 凝膠層 66 與識別物質結合。因此識別物質產生負電荷。非檢測目標物質之蛋白質由阻擋層 64 阻擋。另一方面，在第 2 接受部 58 中，淚液透過鹽橋部 68 與參考電極 62 電氣連接。

【0067】在第 1 接受部 56 中，識別物質包含於 MIP 凝膠層 66 中。淚液中的葡萄糖在 MIP 凝膠層 66 中結合至分子拓印，以得到更確實地識別葡萄糖的效果。

【0068】另外，由白蛋白的單分子膜形成的阻擋層 64 並非為具有平坦面的緻密構造。白蛋白的單分子膜表面具有複雜構造且內部也存在間隙，作為非檢測目標物質的蛋白質被捕捉至此複雜構造中。另外，由於形成 MIP 凝膠層 66 的凝膠進入單分子膜の間隙，MIP 凝膠層 66 變成部分地與量測電極 60 的前端 60a 連接。於 MIP 凝膠層 66 生成的負電荷可經由此種凝膠到達量測電極 60 的前端 60a。

【0069】與第 1 實施形態的情況相同，在第 2 實施形態中，上述負電荷使閘極電極的表面帶電。在第 2 實施形態中，上述負電荷從第 1 接受部 56 經由量測電極 60 使量測電極 60 的後端 60b 側的閘極電極表面帶電。因此，閘極電極的電荷密度產生變化。此電荷密度變化，以淚液的參考電極 62 的電位為基準，可作為從源極流至汲極的汲極電流變化而被測量。實際⁵

上，閘極電極上的電荷密度變化係作為閘極電壓變化量測。

【0070】 在本實施形態的情況下，由於多孔狀彈性層 70 以多孔狀凝膠形成，淚液中的葡萄糖比蛋白質更快速浸透以到達第 1 接受部 56。在第 1 接受部 56 中，淚液經由包含識別物質的 MIP 凝膠層 66 浸透至包含抑制物質的阻擋層 64。在上述的 MIP 凝膠層 66 中，由於淚液中的葡萄糖與識別物質結合，識別物質產生負電荷。藉由阻擋層 64 中的抑制物質，抑制非檢測目標物質之蛋白質到達閘極電極。

【0071】 生物感測器 50，可抑制蛋白質附著至閘極電極表面，藉此可抑制不必要的負電荷在閘極電極帶電。如此一來，生物感測器 50 可更提高量測敏感度，藉此可以更確實地量測基於非侵入式地從人體採取的試料液的葡萄糖量。

【0072】 另外，生物感測器 50 分開配置第 1 接受部 56 與第 2 接受部 58，設置覆蓋第 1、第 2 接受部 56、58 的由多孔狀凝膠形成的多孔狀彈性層 70。由於多孔狀彈性層 70 的存在，淚液快速浸透，可迅速到達第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58。

【0073】 由於第 1 接受部 56 與第 2 接受部 58 係分開配置，與第 1 實施形態的情況相同，以與淚液電氣連接的參考電極 62 為基準，可測量量測電極 60 的另一端 60b 側的閘極電極上的電荷密度變化。

【0074】 實際上，製備根據第 2 實施形態的生物感測器 50，確認採取部 52 接觸眼球的動作。

【0075】 由玻璃形成之基板 54 上，以濺鍍法分開形成 2 個

金電極，其中一金電極用作量測電極 60。另一金電極成爲以銀/氯化銀覆蓋的參考電極 62。量測電極 60 的前端 60a，在施行紫外光臭氧處理後，在 5g/L 之白蛋白溶液中浸泡一晚。在以水洗淨之後，藉由乾燥，在量測電極 60 的前端 60a 形成阻擋層 64。

【0076】在阻擋層 64 上，以含有作爲識別物質之乙烯基苯基硼酸(0.01g)的單體溶液作爲原料，形成 MIP 凝膠層 66。在單體溶液的調製中，混合甲基丙烯酸羥乙酯(HEMA)0.2g、N-3-(二甲胺基)丙基甲基丙烯酸醯胺 0.1g、N,N'-亞甲基雙丙烯酸醯胺 0.02g、6.7 重量%丙烯酸鈉(pH 7.3)300 μ L、葡萄糖 0.009g、乙烯基苯基硼酸 0.01g。在此，加入 100mM 磷酸鈉緩衝液(pH 10.0)，調整至總量 1g 而溶解。另外，加入作爲聚合起始劑的 50mg/mL 的過氧二硫酸鉀溶液(和光純藥工業株式會社製)10 μ L、丁二胺(東京化成社製)2 μ L，以調製成爲 MIP 凝膠層 66 之原料的單體溶液。

【0077】將所得之單體溶液 15 μ L 滴下至阻擋層 64 的表面以形成塗佈膜。此塗佈膜以 PET 薄膜覆蓋，在氮氣氣氛下，室溫下聚合 12 小時以製作水凝膠，在聚合反應結束後，將水凝膠浸泡至 0.1M 鹽酸/甲醇溶液一晚。藉此除去殘留的單體成分以及葡萄糖以形成 MIP 凝膠層 66。因此，在量測電極 60 的前端 60a 的表面製作設置阻擋層 64 以及 MIP 凝膠層 66 的第 1 接受部 56。

【0078】在成爲參考電極 62 的金電極上塗佈銀/氯化銀墨(BAS 社製，產品名：011464 參考電極用氯化銀墨)，在空氣中⁵

乾燥 24 小時。乾燥後用包含氯化鉀(濃度：3.3M)的瓊脂糖凝膠覆蓋由銀/氯化銀覆蓋的量測電極 62 的前端的導體部 62a 以形成鹽橋部 68，得到第 2 接受部 58。在基板 54 上第 1 接受部 56 與第 2 接受部 58 係分開配置。

【0079】第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58，使用單體溶液，由以下所述的多孔狀彈性層 70 覆蓋。此處的單體溶液，除了沒有混合作為識別物質的乙烯基苯基硼酸以外，皆以與 MIP 凝膠層相同的原料調製。在單體溶液中，為了成為飽和水溶液以上，加入氯化鈉 0.5g，以調製多孔狀彈性層 70 的原料溶液。

【0080】第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58 分開配置的基板 54 的表面，以水凝膠保護採取部 52 以外的區域，並在基板 54 的裏面以及側面皆同樣地保護。僅露出採取部 52 之區域的基板 54 係浸泡於多孔狀彈性層 70 的原料溶液，在氮氣氣氛下，室溫下進行 12 小時的聚合反應，在基板 54 上製作水凝膠。聚合反應結束後，將基板 54 浸泡於超純水中 4 小時，以除去殘留的單體成分以及氯化鈉結晶。因此，用多孔狀彈性層 70 覆蓋具有阻擋層 64 以及 MIP 凝膠層 66 的第 1 接受部 56 以及具有鹽橋部 68 的第 2 接受部 58 以形成採取部 52。

【0081】將量測電極 60 的另一端 60b 用作 FET 的閘極電極而製作生物感測器 50。使所得之生物感測器 50 的採取部 52 接觸人類的眼球，以與第 1 實施形態的情況相同，測量閘極電極上電荷密度變化。其結果是，生物感測器 50，採取部 52 所採取的淚液中的葡萄糖與 MIP 凝膠層 66 中的識別物質結合，據此確認可測量由此生成的閘極電極上的電荷密度變化。

(變形例)

【0082】本發明並不限定為上述實施形態，可在本發明精神的範圍內適當變更。

【0083】舉例而言，在採取部 52 中第 1 接受部 56 與第 2 接受部 58 之間的基板 54 上可配置分離部。分離部可在量測電極 60 與參考電極 62 之間遍佈地配置。藉由設置分離部，可確實地防止非期望之物質到達參考電極 62。分離部，舉例而言，可使用聚二甲基矽氧烷(PDMS)、環氧樹脂等的疏水性，並藉由如熱硬化的方法形成。

【0084】基板 54 雖然由玻璃形成，但不限定於此。也可以是具有生物相容性的柔軟材料，例如可將 PDMS 等用作基板 54。

【0085】第 1 接受部 56 雖然由金電極形成，但不限定於此，也可以由銀、銅、鉑、鈮、汞等形成。另外，第 2 接受部 58 除了由銀/氯化銀覆蓋金電極構成以外，例如也可由銀/氯化銀覆蓋銀、銅之電極形成。

【0086】設置於第 1 接受部 56 的表面的 MIP 凝膠層 66 的原料，如第 1 實施形態中所述，可任意組合與試料液所包含之葡萄糖結合之化合物(識別物質)以及水凝膠，以結合目標物質(葡萄糖)而調製。根據用以得到預期的分子拓印的原料配方，藉由採用一般的方法，可形成 MIP 凝膠層 66。

【0087】另外，在上述實施形態中，含有識別物質的凝膠層作為包含分子拓印聚合物的 MIP 凝膠層，並沒有特別限定。在一些情況下，藉由使不包含分子拓印聚合物的凝膠層中含有

識別物質，透過設置於阻擋層 64 之上，也可構成第 1 接受部 56。

【0088】 MIP 凝膠層 66 與第 1 接受部 56 之間的阻擋層 64 可阻擋非檢測目標物質之蛋白質。藉由使用如第 1 實施形態所舉例之聚乙二醇等任意抑制物質，可形成阻擋層 64。

【0089】 第 2 接受部 58 中的鹽橋部 68 並不限定為瓊脂糖凝膠。若有比多孔狀彈性層 70 更硬且仍可使試料液浸透的層，可使用例如 HEMA 形成鹽橋部 68。

【0090】 第 2 接受部 58 中的導體部 62a，若與參考電極 62 電氣連接即可實現其功能，可不必要與參考電極 62 一體成型。

【0091】 覆蓋第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58 的多孔狀彈性層 70，可使用例如 HEMA 等的水凝膠。藉由混合根據水凝膠種類所適合的鹽類以成為飽和水溶液以上所調配的單體溶液係用作多孔狀彈性層 70 的原料。舉例而言，在將 HEMA 用作水凝膠的情況下，可使用氯化鈉作為鹽類。

【0092】 與第 1 實施形態的情況相同，第 2 實施形態也可適用於以鈉離子或鉀離子作為檢測目標物質。在此情況下，識別物質可使用冠醚，MIP 凝膠層 66 可由預期的檢測目標物質所對應的配方製作。

【符號說明】

【0093】

10～生物感測器；

12～採取部；

14～FET；

- 16～第 1 接受部；
- 18～第 2 接受部；
- 20～分離部；
- 21～參考電極；
- 22～識別物質；
- 24～彈性部；
- 25～鹽橋部；
- 28～半導體基板；
- 30～源極電極部；
- 32～汲極電極部；
- 34～閘極電極；
- 36～殼體；
- 38～第 1 接受部設置部；
- 40～第 2 接受部設置部；
- 42～FET 設置部；
- 44～探針插入槽；
- 45～鹽橋設置部；
- 46～參考電極插入槽；
- 47～探針電極；
- 50～生物感測器；
- 52～採取部；
- 54～基板；
- 56～第 1 接受部；
- 58～第 2 接受部；

- 60 ~ 量測電極；
- 60a ~ 前端；
- 60b ~ 後端；
- 62 ~ 參考電極；
- 62a ~ 導體部；
- 62b ~ 後端；
- 64 ~ 阻擋層；
- 66 ~ MIP 凝膠層；
- 68 ~ 鹽橋部；
- 70 ~ 多孔狀彈性層。

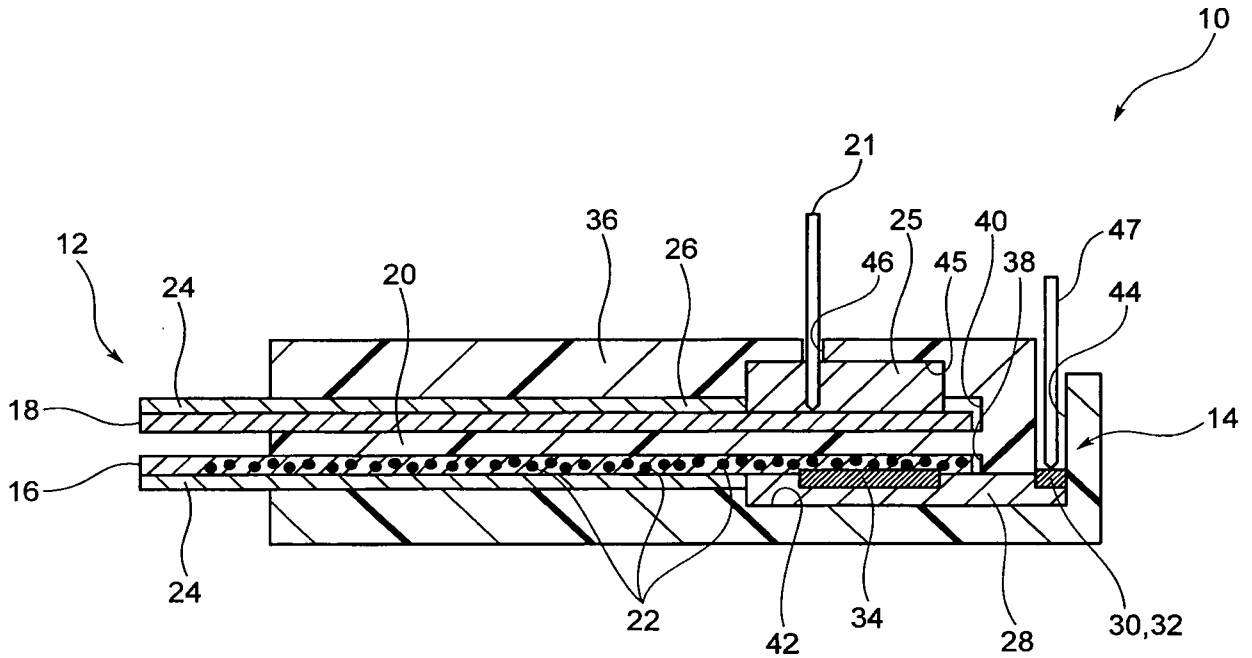
申請專利範圍

1. 一種採取部，其特徵為：
包括接受試料液並分開配置的第 1 接受部以及第 2 接受部，
上述第 1 接受部包含與檢測目標物質結合的識別物質並且
將上述試料液中的檢測目標物質與非檢測對象物質分離，
上述第 2 接受部透過鹽橋部連接至參考電極。
2. 如申請專利範圍第 1 項所述之採取部，其中在上述第 1 接
受部以及上述第 2 接受部之間配置分離部，上述鹽橋部設
置於上述第 2 接受部的後端側。
3. 如申請專利範圍第 2 項所述之採取部，其中上述第 1 接受
部以及上述第 2 接受部藉由毛細現象使上述試料液從前端
朝後端浸透。
4. 如申請專利範圍第 2 項所述之採取部，其中上述第 1 接受
部以及上述第 2 接受部在前端側具有彈性部。
5. 如申請專利範圍第 2 項所述之採取部，其中上述識別物質
搭載於載體。
6. 如申請專利範圍第 5 項所述之採取部，其中上述載體固定
於上述第 1 接受部的後端側。
7. 如申請專利範圍第 1 項所述之採取部，其中上述第 1 接受
部以及上述第 2 接受部配置於單一基板上；
上述第 1 接受部包括在形成於上述基板之量測電極之前端
依序層積的包含抑制物質的阻擋層以及上述阻擋層上的包
含識別物質的凝膠層；
上述第 2 接受部具有設置於形成於上述基板上之參考電極

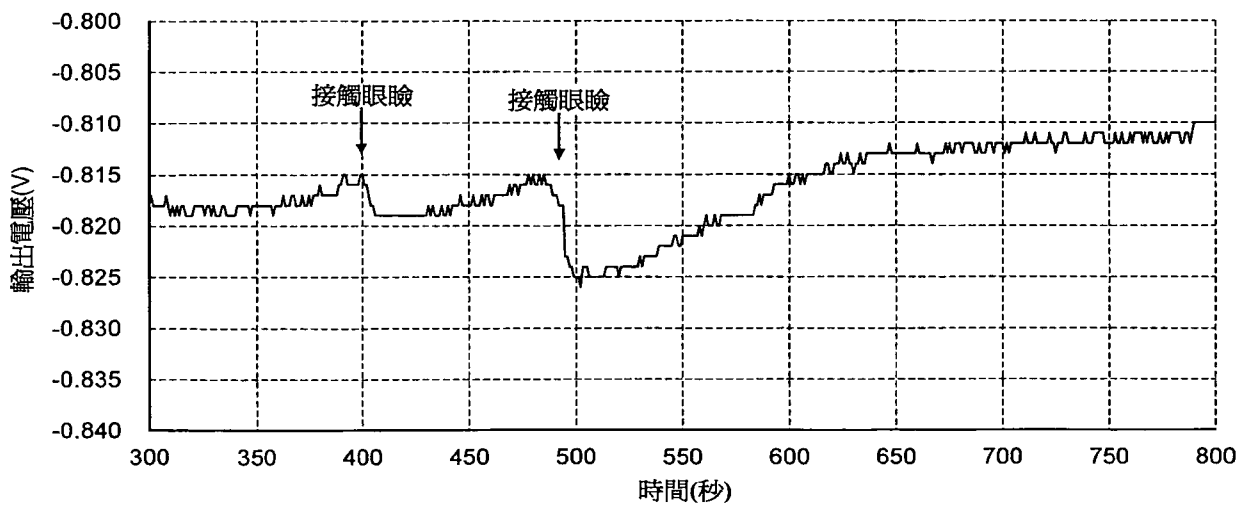
的前端的鹽橋部。

8. 如申請專利範圍第 7 項所述之採取部，其中上述第 1 接受部以及上述第 2 接受部以多孔狀彈性層覆蓋。
9. 如申請專利範圍第 7 或 8 項所述之採取部，其中上述凝膠層包含分子拓印高分子。
10. 如申請專利範圍第 1 至 8 項中任一項所述之採取部，其中上述識別物質為苯基硼酸。
11. 一種生物感測器，其特徵為包括：
申請專利範圍第 1 至 8 項中任一項所述之採取部；以及
電氣連接上述第 1 接受部與閘極電極的場效電晶體。

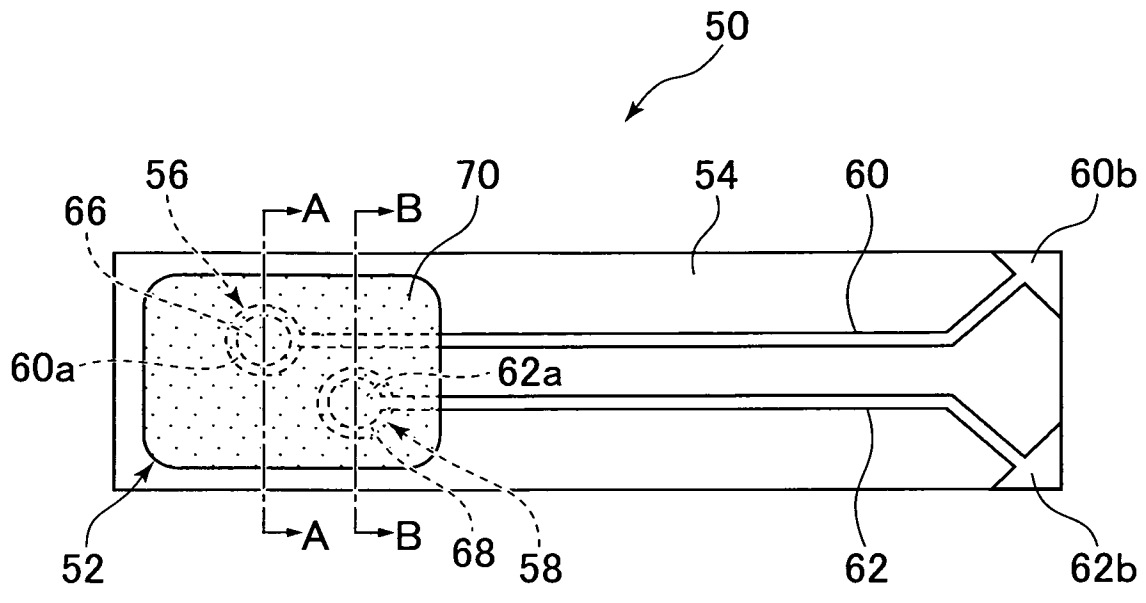
圖式



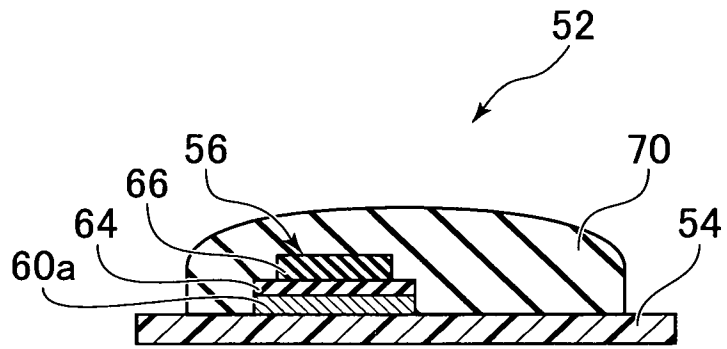
第 1 圖



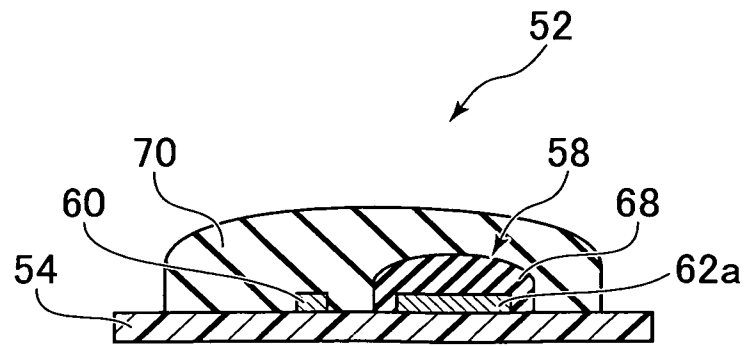
第 2 圖



第 3 圖



第 4A 圖



第 4B 圖

第 4 圖

【0066】所採取的淚液朝第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58 浸透多孔狀彈性層 70 內部。在本實施形態的情況下，藉由以多孔狀凝膠形成多孔狀彈性層 70，淚液中的葡萄糖比蛋白質更快速浸透，以到達第 1 接受部 56。在第 1 接受部 56 中，葡萄糖於 MIP 凝膠層 66 與識別物質結合。因此識別物質產生負電荷。非檢測目標物質之蛋白質由阻擋層 64 阻擋。另一方面，在第 2 接受部 58 中，淚液透過鹽橋部 68 與參考電極 62 電氣連接。

【0067】在第 1 接受部 56 中，識別物質包含於 MIP 凝膠層 66 中。淚液中的葡萄糖在 MIP 凝膠層 66 中結合至分子拓印，以得到更確實地識別葡萄糖的效果。

【0068】另外，由白蛋白的單分子膜形成的阻擋層 64 並非為具有平坦面的緻密構造。白蛋白的單分子膜表面具有複雜構造且內部也存在間隙，作為非檢測目標物質的蛋白質被捕捉至此複雜構造中。另外，由於形成 MIP 凝膠層 66 的凝膠進入單分子膜の間隙，MIP 凝膠層 66 變成部分地與量測電極 60 的前端 60a 連接。於 MIP 凝膠層 66 生成的負電荷可經由此種凝膠到達量測電極 60 的前端 60a。

【0069】與第 1 實施形態的情況相同，在第 2 實施形態中，上述負電荷使閘極電極的表面帶電。在第 2 實施形態中，上述負電荷從第 1 接受部 56 經由量測電極 60 使量測電極 60 的後端 60b 側的閘極電極表面帶電。因此，閘極電極的電荷密度產生變化。此電荷密度變化，以淚液的參考電極 62 的電位為基準，可作為從源極流至汲極的汲極電流變化而被測量。實際

上，閘極電極上的電荷密度變化係作為閘極電壓變化量測。

【0070】 在本實施形態的情況下，由於多孔狀彈性層 70 以多孔狀凝膠形成，淚液中的葡萄糖比蛋白質更快速浸透以到達第 1 接受部 56。在第 1 接受部 56 中，淚液經由包含識別物質的 MIP 凝膠層 66 浸透至包含抑制物質的阻擋層 64。在上述的 MIP 凝膠層 66 中，由於淚液中的葡萄糖與識別物質結合，識別物質產生負電荷。藉由阻擋層 64 中的抑制物質，抑制非檢測目標物質之蛋白質到達閘極電極。

【0071】 生物感測器 50，可抑制蛋白質附著至閘極電極表面，藉此可抑制不必要的負電荷在閘極電極帶電。如此一來，生物感測器 50 可更提高量測敏感度，藉此可以更確實地量測基於非侵入式地從人體採取的試料液的葡萄糖量。

【0072】 另外，生物感測器 50 分開配置第 1 接受部 56 與第 2 接受部 58，設置覆蓋第 1、第 2 接受部 56、58 的由多孔狀凝膠形成的多孔狀彈性層 70。由於多孔狀彈性層 70 的存在，淚液快速浸透，可迅速到達第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58。

【0073】 由於第 1 接受部 56 與第 2 接受部 58 係分開配置，與第 1 實施形態的情況相同，以與淚液電氣連接的參考電極 62 為基準，可測量量測電極 60 的後端 60b 側的閘極電極上的電荷密度變化。

【0074】 實際上，製備根據第 2 實施形態的生物感測器 50，確認採取部 52 接觸眼球的動作。

【0075】 由玻璃形成之基板 54 上，以濺鍍法分開形成 2 個

金電極，其中一金電極用作量測電極 60。另一金電極成爲以銀/氯化銀覆蓋的參考電極 62。量測電極 60 的前端 60a，在施行紫外光臭氧處理後，在 5g/L 之白蛋白溶液中浸泡一晚。在以水洗淨之後，藉由乾燥，在量測電極 60 的前端 60a 形成阻擋層 64。

【0076】在阻擋層 64 上，以含有作爲識別物質之乙烯基苯基硼酸(0.01g)的單體溶液作爲原料，形成 MIP 凝膠層 66。在單體溶液的調製中，混合甲基丙烯酸羥乙酯(HEMA)0.2g、N-3-(二甲胺基)丙基甲基丙烯酸醯胺 0.1g、N,N'-亞甲基雙丙烯醯胺 0.02g、6.7 重量%丙烯酸鈉(pH 7.3)300 μ L、葡萄糖 0.009g、乙烯基苯基硼酸 0.01g。在此，加入 100mM 磷酸鈉緩衝液(pH 10.0)，調整至總量 1g 而溶解。另外，加入作爲聚合起始劑的 50mg/mL 的過氧二硫酸鉀溶液(和光純藥工業株式會社製)10 μ L、丁二胺(東京化成社製)2 μ L，以調製成爲 MIP 凝膠層 66 之原料的單體溶液。

【0077】將所得之單體溶液 15 μ L 滴下至阻擋層 64 的表面以形成塗佈膜。此塗佈膜以 PET 薄膜覆蓋，在氮氣氣氛下，室溫下聚合 12 小時以製作水凝膠，在聚合反應結束後，將水凝膠浸泡至 0.1M 鹽酸/甲醇溶液一晚。藉此除去殘留的單體成分以及葡萄糖以形成 MIP 凝膠層 66。因此，在量測電極 60 的前端 60a 的表面製作設置阻擋層 64 以及 MIP 凝膠層 66 的第 1 接受部 56。

【0078】在成爲參考電極 62 的金電極上塗佈銀/氯化銀墨(BAS 社製，產品名：011464 參考電極用氯化銀墨)，在空氣中

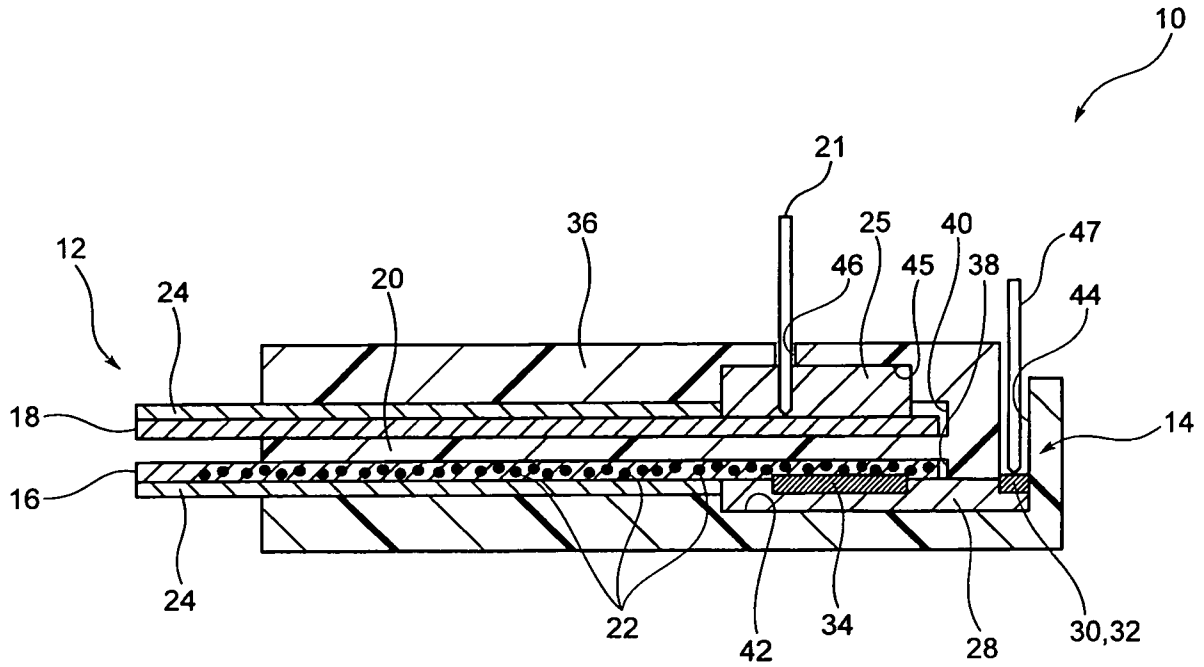
乾燥 24 小時。乾燥後用包含氯化鉀(濃度：3.3M)的瓊脂糖凝膠覆蓋由銀/氯化銀覆蓋的參考電極 62 的前端的導體部 62a 以形成鹽橋部 68，得到第 2 接受部 58。在基板 54 上第 1 接受部 56 與第 2 接受部 58 係分開配置。

【0079】 第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58，使用單體溶液，由以下所述的多孔狀彈性層 70 覆蓋。此處的單體溶液，除了沒有混合作為識別物質的乙烯基苯基硼酸以外，皆以與 MIP 凝膠層相同的原料調製。在單體溶液中，為了成為飽和水溶液以上，加入氯化鈉 0.5g，以調製多孔狀彈性層 70 的原料溶液。

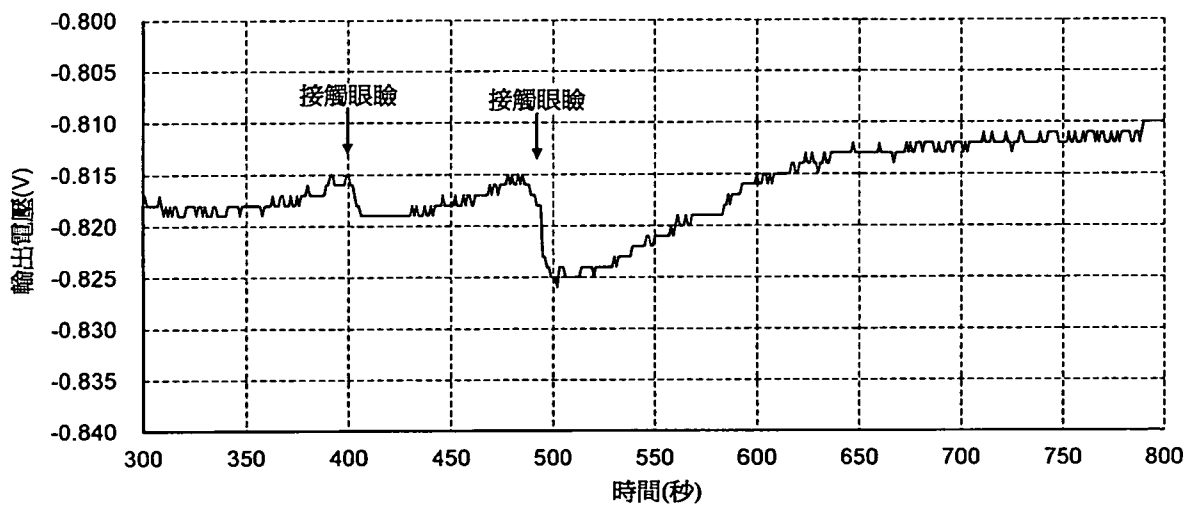
【0080】 第 1 接受部 56 以及第 2 接受部 58 分開配置的基板 54 的表面，以水凝膠保護採取部 52 以外的區域，並在基板 54 的裏面以及側面皆同樣地保護。僅露出採取部 52 之區域的基板 54 係浸泡於多孔狀彈性層 70 的原料溶液，在氮氣氣氛下，室溫下進行 12 小時的聚合反應，在基板 54 上製作水凝膠。聚合反應結束後，將基板 54 浸泡於超純水中 4 小時，以除去殘留的單體成分以及氯化鈉結晶。因此，用多孔狀彈性層 70 覆蓋具有阻擋層 64 以及 MIP 凝膠層 66 的第 1 接受部 56 以及具有鹽橋部 68 的第 2 接受部 58 以形成採取部 52。

【0081】 將量測電極 60 的後端 60b 用作 FET 的閘極電極而製作生物感測器 50。使所得之生物感測器 50 的採取部 52 接觸人類的眼球，以與第 1 實施形態的情況相同，測量閘極電極上電荷密度變化。其結果是，生物感測器 50，採取部 52 所採取的淚液中的葡萄糖與 MIP 凝膠層 66 中的識別物質結合，據此確認可測量由此生成的閘極電極上的電荷密度變化。

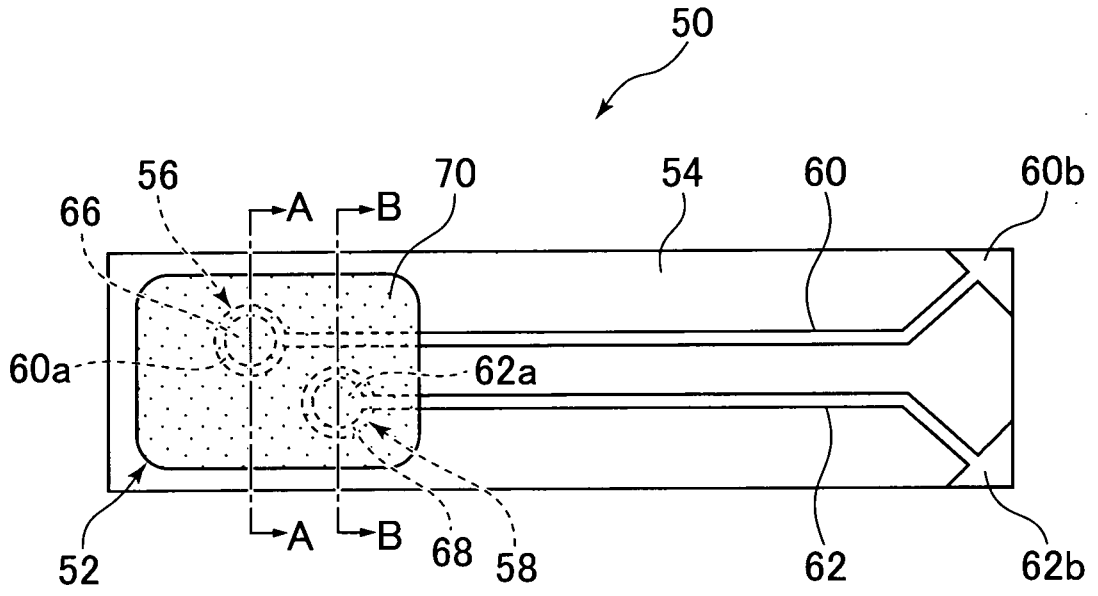
圖式



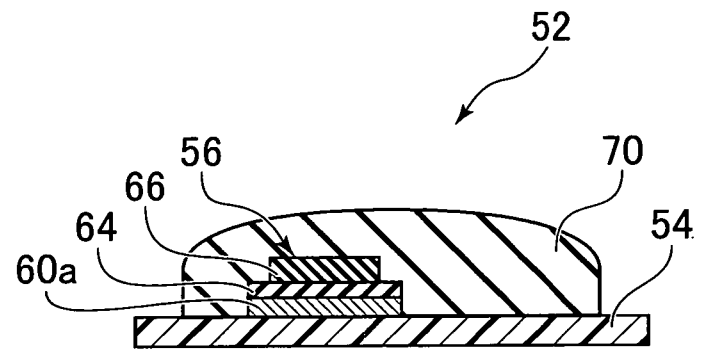
第 1 圖



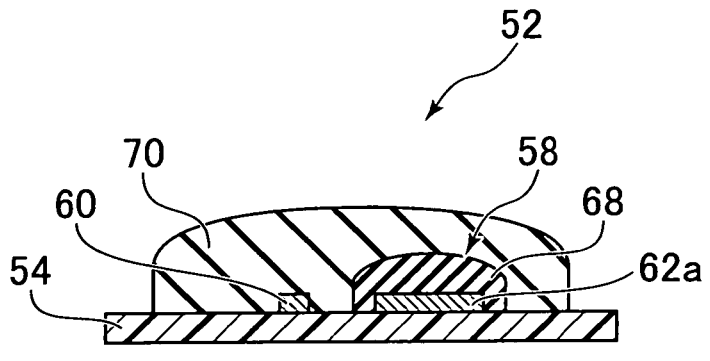
第 2 圖



第3圖



第4A圖



第4B圖

第4圖