

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6151128号
(P6151128)

(45) 発行日 平成29年6月21日 (2017. 6. 21)

(24) 登録日 平成29年6月2日 (2017. 6. 2)

(51) Int. Cl.

F I

GO 1 N 15/12 (2006. 01)

GO 1 N 15/12 A

GO 1 N 27/00 (2006. 01)

GO 1 N 27/00 Z

GO 1 N 37/00 (2006. 01)

GO 1 N 37/00 I O I

GO 1 N 33/483 (2006. 01)

GO 1 N 33/483 F

GO 1 N 15/12 B

請求項の数 13 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2013-167649 (P2013-167649)

(22) 出願日 平成25年8月12日 (2013. 8. 12)

(65) 公開番号 特開2015-36631 (P2015-36631A)

(43) 公開日 平成27年2月23日 (2015. 2. 23)

審査請求日 平成27年8月12日 (2015. 8. 12)

(73) 特許権者 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(74) 代理人 110001737

特許業務法人スズエ国際特許事務所

(72) 発明者 三木 弘子

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
東芝内

(72) 発明者 古山 英人

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
東芝内

(72) 発明者 小林 賢太郎

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社
東芝内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 半導体マイクロ分析チップ及びその製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検体液中の微粒子を検出する半導体マイクロ分析チップであって、
半導体基板と、

前記半導体基板に設けられ、前記検体液を流入可能で、一端側に前記検体液の排出領域を有する第1の流路と、

前記半導体基板の前記第1の流路とは異なった配置に設けられ、前記検体液又は電解液を流入可能で、一端側に前記検体液又は電解液の排出領域を有する第2の流路と、

前記第1の流路の一部と前記第2の流路の一部とが隔壁を挟んで隣接又は交差する接触部と、

前記隔壁に設けられ前記微粒子が通過可能な微細孔と、

前記第1の流路の前記排出領域上に設けられ、前記検体液を吸収する第1の吸収材と、

前記第2の流路の前記排出領域上に設けられ、前記検体液又は電解液を吸収する第2の吸収材と、

前記第1の流路内に少なくとも一部が露出してなる第1の電極と、

前記第2の流路内に少なくとも一部が露出してなり、前記微細孔を挟んで前記第1の電極と対向配置された第2の電極と、

を具備し、

前記第1の流路の底面と前記第2の流路の底面が同一面上に形成され、前記第1の流路の上面と前記第2の流路の上面が異なる高さに形成され、前記接触部における前記隔壁の

少なくとも一部が前記第 1 の流路の上面で且つ前記第 2 の流路の底面となっていることを特徴とする半導体マイクロ分析チップ。

【請求項 2】

検体液中の微粒子を検出する半導体マイクロ分析チップであって、
半導体基板と、
前記半導体基板に設けられ、前記検体液を流入可能な第 1 の流路と、
前記半導体基板の前記第 1 の流路とは異なった配置に設けられ、前記検体液又は電解液を流入可能な第 2 の流路と、
前記第 1 の流路の一部と前記第 2 の流路の一部とが隔壁を挟んで隣接又は交差する接触部と、

10

前記隔壁に設けられ前記微粒子が通過可能な微細孔と、
を具備し、
前記第 1 の流路の底面と前記第 2 の流路の底面が同一面上に形成され、前記第 1 の流路の上面と前記第 2 の流路の上面が異なる高さに形成され、前記接触部における前記隔壁の少なくとも一部が前記第 1 の流路の上面で且つ前記第 2 の流路の底面となっていることを特徴とする半導体マイクロ分析チップ。

【請求項 3】

検体液中の微粒子を検出する半導体マイクロ分析チップであって、
半導体基板と、
前記半導体基板に設けられ、前記検体液を流入可能な第 1 の流路と、
前記半導体基板の前記第 1 の流路とは異なった配置に設けられ、前記検体液又は電解液を流入可能な第 2 の流路と、
前記第 1 の流路の一部と前記第 2 の流路の一部とが隔壁を挟んで隣接又は交差する接触部と、

20

前記隔壁に設けられ前記微粒子が通過可能な微細孔と、
を具備し、
前記第 1 及び第 2 の流路の一方の前記微細孔の下流側に前記検体液が通過可能で且つ前記微粒子を収集可能な微粒子サイズフィルタを設け、該微粒子サイズフィルタを設けた側の流路から他方の流路に向かって前記微粒子が前記微細孔を通過する状況を構成してなることを特徴とする半導体マイクロ分析チップ。

30

【請求項 4】

検体液中の微粒子を検出する半導体マイクロ分析チップであって、
半導体基板と、
前記半導体基板の表面側に設けられ、前記検体液を流入可能な第 1 の流路と、
前記半導体基板の表面側に、前記半導体基板の主面と垂直な方向から見て前記第 1 の流路とは異なった配置に設けられ、前記検体液又は電解液を流入可能な第 2 の流路と、
前記第 1 の流路の一部と前記第 2 の流路の一部とが隔壁を挟んで隣接又は交差する接触部と、

前記隔壁に設けられ前記微粒子が通過可能な微細孔と、
前記第 1 の流路の一端側に設けられた、前記検体液を排出するための排出領域と、
前記第 2 の流路の一端側に設けられた、前記検体液又は電解液を排出するための排出領域と、
を具備し、

40

前記第 1 の流路は、前記半導体基板の表面部に設けられた溝、該溝の外の前記半導体基板の上面、前記溝の側面及び底面を覆うように設けられた第 1 の絶縁膜、及び前記溝の少なくとも一部を蓋するように前記溝の外の前記第 1 の絶縁膜上及び前記溝の上部に設けられた第 2 の絶縁膜からなり、

前記第 2 の流路は、少なくとも一部が前記第 2 の絶縁膜を底面とし、前記溝の外の前記第 2 の絶縁膜上に少なくとも一部が積層され、前記第 2 の流路の側面及び上面を成す第 3 の絶縁膜からなり、

50

前記微細孔は、前記第2の絶縁膜に設けられていることを特徴とする半導体マイクロ分析チップ。

【請求項5】

前記第1の流路の一端側に前記検体液の排出領域を有し、前記第2の流路の一端側に前記検体液又は電解液の排出領域を有することを特徴とする、請求項2又は3に記載の半導体マイクロ分析チップ。

【請求項6】

前記第1の流路内に少なくとも一部が露出してなる第1の電極と、前記第2の流路内に少なくとも一部が露出してなる第2の電極とを更に有してなることを特徴とする、請求項2乃至5の何れかに記載の半導体マイクロ分析チップ。

10

【請求項7】

前記第1の電極と前記第2の電極が前記微細孔を挟んで対向していることを特徴とする、請求項6に記載の半導体マイクロ分析チップ。

【請求項8】

前記第1の流路が前記半導体基板を掘り込んで中空構造の上蓋を設けた溝型トンネル状流路であり、前記第2の流路が前記半導体基板上に中空構造の流路壁を作り付けた積層型トンネル状流路であり、前記接触部における前記隔壁の少なくとも一部が前記第1の流路の上面で且つ前記第2の流路の底面となっていることを特徴とする、請求項3又は4に記載の半導体マイクロ分析チップ。

【請求項9】

20

前記第1の流路の一端側に前記検体液の排出領域を有し、前記第2の流路の一端側に前記検体液又は電解液の排出領域を有し、且つ前記第1の流路の前記排出領域上に前記検体液を吸収する第1の吸収材が設けられ、前記第2の流路の前記排出領域上に前記検体液又は電解液を吸収する第2の吸収材が設けられていることを特徴とする、請求項2又は3に記載の半導体マイクロ分析チップ。

【請求項10】

前記第1及び第2の流路の各排出領域は基板掘り込み型であり、各々の前記排出領域内にそれぞれ柱状構造体アレイが設けられており、

前記第1及び第2の吸収材は、前記柱状構造体アレイに接するように設けられていることを特徴とする、請求項1又は9に記載の半導体マイクロ分析チップ。

30

【請求項11】

前記第1の流路は、前記半導体基板の表面部に設けられた溝、該溝の壁面を覆うように設けられた第1の絶縁膜、及び前記溝の少なくとも一部を蓋するように設けられた第2の絶縁膜からなり、

前記第2の流路は、少なくとも一部が前記第2の絶縁膜を底面とし、該第2の絶縁膜上に少なくとも一部が積層された第3の絶縁膜からなり、

前記微細孔は、前記第2の絶縁膜に設けられていることを特徴とする、請求項3に記載の半導体マイクロ分析チップ。

【請求項12】

請求項2～11の何れかに記載の半導体マイクロ分析チップと、

40

前記チップを収容するパッケージと、

を具備し、

前記第1の流路の一端側に第1の検体液導入領域を有し、前記第2の流路の一端側に第2の検体液導入領域を有し、

前記第1の検体液導入領域上に前記検体液を吸収する第3の吸収材が設けられ、前記第2の検体液導入領域上に前記検体液を吸収する第4の吸収材が設けられ、

前記パッケージの前記第3及び第4の吸収材上に検体液導入口を有し、前記検体液導入口には、導入される検体液を前記第3及び第4の吸収材に分離して供給するための仕切り板が設けられていることを特徴とする半導体マイクロ分析チップ装置。

【請求項13】

50

検体液中の微粒子を検出する半導体マイクロ分析チップの製造方法であって、
所定間隔に配列された島状マスクにより半導体基板を所定深さにエッチングして所定間隔で配列された柱状構造体アレイを形成する工程と、

前記柱状構造体アレイの少なくとも一部を内包する第１のトンネル状流路を形成する工程と、

前記第１のトンネル状流路を埋め込むように第１の犠牲層を形成する工程と、

前記第１の犠牲層上に第１の絶縁膜を形成する工程と、

前記第１のトンネル状流路の上面で前記第１の絶縁膜に微細孔を設ける工程と、

前記第１の絶縁膜が設けられた前記半導体基板上に、前記微細孔により前記第１のトンネル状流路と接続された部分を有する第２のトンネル状流路となる第２の犠牲層を形成する工程と、

10

前記第２の犠牲層を覆うように第２の絶縁膜を形成する工程と、

前記第１及び第２の犠牲層を除去する工程と、

を含むことを特徴とする半導体マイクロ分析チップの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明の実施形態は、微粒子検体を検出可能な半導体マイクロ分析チップ及びその製造方法に関する。

【背景技術】

20

【０００２】

近年、バイオ技術やヘルスケアなどの分野において、微小流路と検出機構などの要素を集積したマイクロ分析チップが利用されている。これらの分析チップは、ガラス基板や樹脂基板に形成された微小溝にカバーを設けてトンネル流路を形成している。また、検出機構として、レーザ光散乱や蛍光検出以外に微小孔による微粒子検出を利用したものが知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００３】

【特許文献１】特開２００４－２３３３５６号公報

30

【特許文献２】特表２００８－５４５５１８号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

発明が解決しようとする課題は、検体液中の微粒子を高感度に検出でき、小型且つ大量生産可能で低コスト化が容易な半導体マイクロ分析チップ及びその製造方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【０００５】

実施形態の半導体マイクロ分析チップは、半導体基板と、前記半導体基板に設けられ、前記検体液を流入可能な第１の流路と、前記半導体基板の前記第１の流路とは異なった配置に設けられ、前記検体液又は電解液を流入可能な第２の流路と、前記第１の流路の一部と前記第２の流路の一部とが隔壁を挟んで隣接又は交差する接触部と、前記隔壁に設けられ前記微粒子が通過可能な微細孔と、を具備している。

40

【図面の簡単な説明】

【０００６】

【図１】第１の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す平面図。

【図２】第１の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す斜視図。

【図３】第１の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの製造過程を示す断面図。

【図４】第１の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの製造過程を示す断面図。

50

【図 5】第 2 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す平面図。

【図 6】第 2 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す斜視図。

【図 7】第 2 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す断面図。

【図 8】犠牲層をオーバエッチングした状態を示す断面図。

【図 9】第 2 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの機能動作を示す断面図。

【図 10】第 2 の実施形態の変形例を示す平面図と斜視図。

【図 11】第 3 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す斜視図。

【図 12】第 3 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの製造過程を示す断面図。

【図 13】第 4 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す平面図。

【図 14】第 4 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す斜視図。

【図 15】第 4 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す断面図。

【図 16】第 4 の実施形態の変形例を示す平面図。

【図 17】第 4 の実施形態の変形例を示す斜視図。

【図 18】第 4 の実施形態の変形例を示す平面図と斜視図。

【図 19】第 4 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す断面図。

【図 20】第 5 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す斜視図。

【図 21】第 6 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す斜視図。

【図 22】第 6 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す断面図。

【図 23】第 7 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す平面図。

【図 24】第 8 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す平面図。

【図 25】第 8 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す斜視図。

【発明を実施するための形態】

【0007】

本実施形態の半導体マイクロ分析チップは、半導体基板上に小型流路と微粒子の検出機構を集積形成しており、検体液の導入・排出のためのリザーバーに導入された検体液（検出する微粒子を電解液中に懸濁した懸濁液）を 2 つの流路の少なくとも一方に充填させ、2 つの流路間に設けた微細孔を微粒子が通過する際に微細孔を通過するイオン電流が変化する様子を観測して電氣的に微粒子検出を行うものである。

【0008】

本実施形態の半導体マイクロ分析チップは、Si などの半導体ウェハを基板としており、量産技術の進んだ半導体加工技術により従来技術で多く採用されている石英基板又は樹脂基板を用いたマイクロ分析チップに比して大幅な小型化と大量生産が可能となり、マイクロ分析チップを大量且つ低コストに製造可能となる。また、流路のシール構造（蓋）形成に別基板やカバーガラスの貼り合わせを不要にすることができ、従来技術で困難であった立体流路などの新規構造導入により超小型化や高感度化を達成することも可能になる。さらに、微粒子検出が電氣的に行えることで電子回路技術による雑音分離や、リアルタイムのデジタル処理（統計処理など）による高感度化が可能であるほか、光学的検出方式に比して光学系などの空間を大きく占有する要素がないため、検出装置の劇的な小型化が可能となる。

【0009】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について説明していく。ここでは、幾つかの具体的な材料や構成を例として示すが、同様な機能を持つ材料や構成であれば同様に実施可能であり、以下の実施形態に限定されるものではない。

【0010】

（第 1 の実施形態）

図 1 は、第 1 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を説明するための平面図であり、図 2 はその斜視図である。

【0011】

図中の 10 は半導体基板であり、この基板 10 としては、Si, Ge, SiC, GaAs, InP, GaN など各種の半導体を用いることができる。以下、半導体基板 10 とし

10

20

30

40

50

てSiを例として説明を行っていく。

【0012】

41a, 41b, 42a, 42bは検体液の注入、排出を行うためのリザーバーであり、41aは検体液導入領域、41bは電解液導入領域、42aは検体液排出領域、42bは第2の電解液排出領域となる。これらのリザーバーは、Si基板10の表面部を例えば選択エッチングにより、例えば1mm角の正方形のパターンに2μm掘り込むことで形成されている。

【0013】

21は検体液を通流させるための第1の流路、22は電解液を通流させるための第2の流路である。これらの流路21, 22は、異なるレイアウトで一部が近接するように配置され、Si基板10を例えば50μm幅で2μm深さに掘り込んで形成されている。さらに、流路21, 22は、上部がシリコン酸化膜(SiO₂)やシリコン窒化膜(SiN_x)、アルミナ膜(Al₂O₃)などの絶縁薄膜(例えば厚さ200nm)で覆われ、図2に示すように流路キャップ11(流路をシールする蓋)が形成されている。これにより、第1及び第2の流路共に溝型トンネル流路となっている。

10

【0014】

このとき、流路キャップ11の形成は、リザーバー41a, 41b, 42a, 42bに接続する部分までとし、リザーバー上部と流路の接続部には検体液や電解液が通過可能となるように、少なくとも一部は流路キャップを形成しないようにする。これにより、流路21及び22はリザーバー部分で開口したトンネル状流路となる。

20

【0015】

30は第1の流路21と第2の流路22との接触部に設けた微細孔であり、流路21と流路22の隔壁31(例えば0.2μm厚のSiO₂)の一部をスリット状にエッチング除去することにより形成されている。微細孔30の大きさ(幅)は検出する粒子のサイズより僅かに大きいサイズとし、検出する微粒子サイズが1μmφの場合、図1の微細孔30の幅を例えば1.5μmとする。

【0016】

13a, 13bは微粒子を検出するための電極であり、それぞれ流路21, 22の内部に一部露出するように形成されている。これらの電極材料としては、検体液接触面がAgCl, Pt, Auなどとなるように構成すれば良い。また、電極は必ずしも図2のように集積化されていなくとも良く、それぞれの流路のリザーバーに外部電極を差し込むことでも微粒子の検出は可能である。

30

【0017】

微細孔30を通るイオン電流、即ち2つの流路21, 22に電解液(電解質を溶融させてイオン電流が流れ得る溶液)を充填し、電極13aと13bに電圧印加して流れる電流(微粒子非通過時の定常電流)は、基本的に微細孔30の開口サイズで決定する。また、検出する微粒子が微細孔30を通過する際には、微粒子が微細孔30の一部を塞いでイオンの通過を阻害するため、その度合いに応じた電流の減少が生じる。但し、微粒子が導電性又は表面準位伝導可能な場合、微粒子がイオン電荷の授受を行って微粒子自体の電気伝導で電流が増加する場合もある。このイオン電流変化は、微細孔30と微粒子の形状、大きさ、長さなどの相対関係で決定するため、イオン電流の変化量や継時変化などを観測することで、微細孔を通過した微粒子内容を割出すことが可能になる。

40

【0018】

微細孔30の開口サイズは、検出する微粒子の通過し易さとイオン電流の変化度合い(感度)を考慮して決めれば良く、例えば検出微粒子外径の1.5倍から5倍以内とする。また、検出する微粒子を分散させる電解液として、例えばKCl水溶液などの電解液、TE(Tris Ethylene diamine tetra acetic acid)緩衝溶液やPBS(Phosphate Buffered Saline)緩衝溶液などの各種緩衝溶液を用いることができる。

【0019】

図1及び図2に示した本実施形態の半導体マイクロ分析チップにおいて、例えば第1の

50

流路 2 1 を検体液導入流路としてリザーバー 4 1 a 又は 4 2 a に検体液（電解液に検出する微粒子を分散させた懸濁液）を滴下する。このとき、前述したように流路 2 1 がトンネル状流路であることから、検体液が流路 2 1 の入り口に達した瞬間、毛細管現象により検体液が流路 2 1 に吸い込まれて流路 2 1 の内部が検体液で満たされる。流路 2 2 は検出する微粒子の受容流路として用い、リザーバー 4 1 b 又は 4 2 b に微粒子を含まない電解液を滴下し、同様に内部を電解液で満たしておく。この状態で、電極 1 3 a , 1 3 b 間に電圧印加することにより、微細孔 3 0 を通過する微粒子を検出可能になる。

【 0 0 2 0 】

2 つの電極 1 3 a , 1 3 b 間に印加する電圧の極性は、検出する微粒子（細菌、ウィルス、標識粒子など）の帯電状況によって異なる。例えば、負帯電した微粒子の検出を行う場合には、電極 1 3 a を負極、電極 1 3 b を正極として電圧印加してイオン電流観測を行い、その時の液体内電界により微粒子が移動して微細孔を通過するようにすれば良い。

【 0 0 2 1 】

なお、第 1 の流路 2 1 と第 2 の流路 2 2 の両方に検体液を満たして上記検出を行うことでも良く、これは特に、検出する微粒子の帯電状況が不明な場合や、正帯電粒子と負帯電粒子が混在する場合などに用いることができる。また、微粒子の帯電状況が明らかな場合でも、2 つの流路に検体液を満たして検出を行うことでも構わない。この場合、検体液と電解液を 2 種類用意する必要がなくなり、微粒子の検出作業が簡略化できる。但し、2 つの流路のリザーバー間（4 1 a と 4 1 b、4 2 a と 4 2 b）は電氣的に分離、即ち検体液が各リザーバー間で分離している必要がある。

【 0 0 2 2 】

このように、本実施形態の半導体マイクロ分析チップにおいては、検体液の導入と電氣的な観測だけで微粒子検出ができ、更に半導体加工技術による超小型化と大量生産が可能で微粒子検出回路や識別判定回路などの集積も可能である。このため、超小型で高感度のマイクロ分析チップを低コストに大量生産することが可能である。従って、細菌やウィルスなどの高感度検出を手軽に実施できるようになり、伝染性病原体や食中毒原因菌の簡易検出などに応用することで、流行性疾患の拡大防止や食の安全確保といった分野に貢献することが可能となる。例えば、新型インフルエンザなど緊急隔離対策が必要な疾病に対する高速一次検査キットや一般家庭での簡易食中毒検査など、莫大数量を非常に低コストに提供する必要がある用途などに適している。

【 0 0 2 3 】

図 3 及び図 4 を用いて、図 1 及び図 2 で示した半導体マイクロ分析チップの製造方法を説明する。ここでは、代表的な部分についての製造過程の断面図を用いて説明していく。

【 0 0 2 4 】

図 3 及び図 4 は、本実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの製造過程を示す断面図であり、左図は第 1 の流路 2 1 の断面図、右図は第 1 の流路 2 1 と第 2 の流路 2 2 の接触部の断面図であり、電極 1 3 a , 1 3 b を横切る部分の断面を示している。

【 0 0 2 5 】

図 3 (a) において、1 0 はシリコン基板、5 1 はシリコン酸化膜 (SiO_2) をパターンニングしたエッチングマスクである。5 1 の SiO_2 膜は、例えば C V D (Chemical Vapor Deposition) 法により 1 0 0 n m 厚に形成し、フォトリソグラフィーによるパターンレジスト (図示せず) を用いてウェットエッチング又はドライエッチングを行ってパターン加工を施す。このとき、パターン開口は流路部分とリザーバー部分、及び微細孔のスリット部分 (図 3 (a) 右図中央の孤立パターンの紙面方向の一部、図 1 の 3 0 部分) とする。また、2 つの流路 2 1 , 2 2 の接触部で流路を分離する隔壁 3 1 (図 3 (a) 右図中央の孤立パターン) の幅は、例えば 1 0 0 n m とする。

【 0 0 2 6 】

次いで、図 3 (b) に示すように、エッチングマスク 5 1 をマスクとしてシリコン基板 1 0 の表面を例えば 2 μm エッチングする。この Si 基板 1 0 のエッチングは、ボッシュプロセスなどの深掘り R I E (Reactive Ion Etching) 技術により行い、なるべくエッチ

10

20

30

40

50

ング側面が垂直になるようにする。

【0027】

次いで、図3(c)に示すように、シリコン基板の10表面に熱酸化 SiO_2 膜11aを形成する。このとき、エッチングマスク51は熱酸化前に除去することでも、図3(b)の状態のまま残すことでも構わない。熱酸化処理は、例えばウェット酸化技術を用いて SiO_2 の膜厚200nmとなるように形成する。このとき、流路の隔壁31(図3(c)右図中央の孤立パターン)は、100nm幅のシリコンが両側面から全て酸化されて幅約230nmの SiO_2 フェンスとなる。

【0028】

次いで、図3(d)に示すように、電極13a, 13bを形成する。電極13a, 13bは、反転レジストパターン(図示せず)への金属蒸着(抵抗加熱蒸着、電子ビーム加熱蒸着、スパッタなど)とリフトオフにより形成するか、全面金属蒸着後にレジストパターンを形成してエッチングにより形成する。電極材料としては、 Ti/Pt , Ti/Pt/Au , Ti/Pt/AgCl などを用いれば良く、液接触する表面が AgCl , Pt , Au などとなることが望ましい。

【0029】

次いで、図4(e)に示すように、流路キャップを形成するための犠牲層12を流路部分に埋め込み形成する。犠牲層12としてはポリイミド樹脂などの有機材料を用い、例えばポリイミド樹脂の前駆体をスピンコートして加熱硬化させ、CMP(Chemical Mechanical Polishing)やポリイミド樹脂の全面エッチングなどにより SiO_2 膜11a及び電極13a, 13bの表面を露出させる。犠牲層12の材料は、最後に選択除去が可能で、 SiO_2 , SiNx , Al_2O_3 などの絶縁膜の積層形成が可能な材料であれば良く、有機材料に限らず他の材料であっても構わない。

【0030】

次いで、図4(f)に示すように、流路キャップ11bとなる絶縁膜(SiO_2 , SiNx , Al_2O_3 など)をCVD又はスパッタなどにより形成する。そして、リザーバー及び電極パッド(外部接続端子)部分に開口を有するレジストパターン(図示せず)を形成し、絶縁膜11bを選択エッチングする。

【0031】

最後に、図4(g)に示すように、酸素プラズマアッシングなどにより犠牲層12の選択除去を行う。流路の犠牲層12は、酸素プラズマにより流路21, 22の端部開口からアッシング(灰化)除去される。この犠牲層除去後は、上下左右を絶縁膜に囲まれた流路21, 22が形成される。

【0032】

このように、本実施形態の半導体マイクロ分析チップは、 Si 基板を用いた一般的な半導体デバイス製造工程で製造可能であり、微粒子検出を高感度で行えるのは勿論のこと、半導体技術の微細加工と量産技術を適用可能である。このため、非常に小型且つ低コストに製造可能となる。

【0033】

(第2の実施形態)

図5及び図6は、第2の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を説明するためのもので、図5は平面図、図6は斜視図である。この実施形態は、検体液導入流路21に微粒子サイズフィルタを設けた例である。

【0034】

図中の50a, 50bは微小サイズのピラーアレイであり、図6に示すように微小な柱状構造体(ピラー)を等間隔に配列し、その配置間隔により検体液中微粒子をサイズでフィルタリングするものである。ピラーアレイ50a, 50bには、壁状構造体(スリット)アレイなどを用いることも可能である。以下では、検体液をリザーバー41aに滴下して流路21に導入する例で、構成及び機能を示していく。

【0035】

ピラーアレイ（又はスリットアレイ）は、前記図3（a）の工程段階でエッチングマスク51に組み込むことが可能であり、図3（a）の右図中央の孤立パターンと同様に流路21の途中にマスク51を設けることで形成できる。図7に示すように、ピラーアレイ（又はスリットアレイ）50は、流入する検体液中の微粒子を捕捉するため流路側面又は流路キャップとの間に隙間が無いようにする必要がある。特に、マスクパターンで制御できないピラーアレイ上部と流路キャップとの間の隙間をなくするため、前記図4（e）の工程で犠牲層12の表面を僅かに（例えば0.2 μm）オーバーエッチングしておくことが有効である。

【0036】

図8（a）に、前記図4（e）の工程で犠牲層12をオーバーエッチングした後に絶縁膜11bを形成した状態の断面を示す。犠牲層12をオーバーエッチングしているため、隔壁31の部分が犠牲層12よりも突出することになり、これにより隔壁31の部分で絶縁膜（流路キャップ）11bの上面に凹凸が生じている。図8（b）は、図7のピラーアレイを形成する場合であり、犠牲層12をオーバーエッチングすることにより、ピラーアレイを有する流路21上で絶縁膜11bの上面が平坦ではなく凹凸形状を有するようになっている。

【0037】

このようにすると、犠牲層12の上面よりも隔壁31又はピラーアレイ50が突出しているため、隔壁31又はピラーアレイ50に対してより確実に隙間無く流路キャップを形成することができ、更に流路キャップを密着性良く形成することも可能となる。従って、Si溝を流路にする場合、隔壁又はピラーを上記構造とすることは極めて有効である。

【0038】

図9に、ピラーアレイ50a、50bの機能を概念的に示す。最初のピラーアレイ50aは、微細孔30の上流側に設けられ、微細孔30を詰まらせるような巨大粒子61の除去フィルタであり、検出する微粒子62は通過させて、微細孔30の開口より大きな粒子61は通さない間隔で形成されている。例えば、検出粒子サイズが1 μmφ、微細孔幅が1.5 μmの場合、ピラーアレイ50aとして2 μmφの円柱構造体又は1辺2 μmの四角柱構造体を、最大間隔が例えば1.3 μmとなるよう流路を横切る如く並べて形成する。ピラーアレイを設ける段数（列数）は巨大粒子61のトラップ効率を考慮して決めれば良く、流路を横切るピラーアレイの列を例えば10段（10列）設けておくことで、1.3 μm以上の外径を持つ微粒子をほぼトラップ可能である。

【0039】

また、ピラーアレイ50aの前に更に大きなピラー間隔のピラーアレイ（図示せず）を設けておき、例えば5 μmφ以上の粒子を50aより前に予めフィルタリングしておく多段フィルタ構成としても構わない。この場合、粒子フィルタ50a自体が巨大粒子61で目詰まりすることを防止し易くなり、検体液の遠心分離や予備濾過などの前処理を省略して微粒子の検出作業を簡易化、短縮化することが可能である。

【0040】

図9において、ピラーアレイ50bは検出する微粒子62を収集、濃縮するコレクタであり、微細孔30の下流側に設けられ、検出する微粒子62は通さず、電解液及び微小粒子63は通過させる間隔で形成されている。例えば、検出粒子サイズが1 μmφ場合、ピラーアレイ50bとして1 μmφの円柱構造体又は1辺1 μmの四角柱構造体を、最大間隔が例えば0.9 μmとなるように流路を横切る如く並べて形成する。ピラーアレイを設ける段数（列数）は検出微粒子62のトラップ効率を考慮して決めれば良く、流路21を横切るピラーアレイの列を例えば10段（10列）設けておくことで、1.0 μm以上の外径を持つ微粒子をほぼトラップ可能である。

【0041】

また、図10（a）（b）に示すように、ピラーアレイ50bの各ピラーを流路21に対して斜めに横断する如く配列し、各ピラーの上流側端のうち最も下流側に位置する部分の近くに微細孔30が位置するように配置すると、トラップされた微粒子が効率良く微細

10

20

30

40

50

孔 3 0 の部分に誘導されて検出効率を高めることができる。

【 0 0 4 2 】

また、これらのピラーアレイ 5 0 a , 5 0 b は、両方搭載するだけでなく、何れか一方のみを搭載することでも構わない。これらは適用する検体液の形態や検査工程の組み合わせなどにより決定することが可能である。また、微粒子サイズフィルタとなるピラーアレイ 5 0 a , 5 0 b の他にピラーアレイ 5 0 a , 5 0 b の間隔より大きな間隔で流路全体に形成されていても構わない。この場合、各ピラーが流路の支柱として機能し、流路キャップが外圧や検体液の表面張力で潰れることを防止できるようになる。さらに、ピラー間にも表面張力が作用して電解液の引き込みを行う駆動力となり、流路への検体液や電解液の充填を更に容易にすることが可能になる。

10

【 0 0 4 3 】

また、リザーバー 4 1 a , 4 1 b , 4 2 a , 4 2 b の領域に、流路キャップの無い状態で、且つ微粒子サイズフィルタとなるピラー間隔より大きな間隔でピラーアレイが形成されていても構わない。これにより、リザーバーに滴下された検体液や電解液がピラーアレイの表面張力によって広げられ、流路入口までスムーズに液体を流れ込ませることが可能になる。

【 0 0 4 4 】

このように本実施形態では、検体液導入流路中にピラーアレイ（又はスリットアレイ）を配置することで、微粒子のサイズフィルタ機能を付加することができる。さらに、不要粒子の除去や検出粒子の濃縮などの機能を付加することで、検査工程の簡略化や微粒子の検出精度向上を可能にする。従って、検査時間の短縮や検査ミスの低減及び防止が可能となる。

20

【 0 0 4 5 】

（第 3 の実施形態）

図 1 1 は、第 3 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す斜視図であり、流路 2 1 , 2 2 を S i 基板 1 0 の溝で構成するのではなく、トンネル状の絶縁膜で覆って構成する例である。

【 0 0 4 6 】

図 2 及び図 6 の実施形態においては、流路 2 1 , 2 2 の溝を形成した後、犠牲層 1 2 を溝に選択的に埋め込む工程（図 4（e））が必要である。しかしながら、犠牲層 1 2 を全面形成した後、全面エッチバックする方法においては、犠牲層が全面に残存する状態と溝部のみ残存する状態での犠牲層エッチングレートが大幅に変わる。このため、図 4（e）の状態ではエッチングを停止することが難しい。また、ウェハ面内のエッチングバラツキにより溝部外の犠牲層残留、溝部犠牲層の過剰エッチングといったエッチング不良が生じやすい可能性がある。一方、CMP で犠牲層埋め込みを行う場合、電極 1 3 a , 1 3 b の段差分の犠牲層残渣が部分的に生じ易く、その後の工程での膜剥がれなどのプロセス不良が生じるだけでなく、絶縁膜の隙間を通じたイオン電流のリーク不良が生じる可能性があった。

30

【 0 0 4 7 】

そこで、本実施形態においては、S i 基板 1 0 の掘り込み溝を流路とするのではなく、犠牲層 1 2 を流路パターンに形成した後、犠牲層 1 2 の上面及び側面を絶縁膜で覆うことにより絶縁膜トンネル型流路としている。図 1 2 に、その製造過程を示す。

40

【 0 0 4 8 】

図 1 2 は、本実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの製造過程を示す断面図であり、左側は第 1 の流路 2 1 のピラーアレイ形成部分の断面を示し、右側は第 2 の流路 2 2 の断面を示している。流路 2 1 及び 2 2 の接触部における隔壁 3 1 は、図 3 の右図と同様に形成するものとして省略する。また、電極 1 3 a , 1 3 b も同様であるため省略する。

【 0 0 4 9 】

図 1 2（a）において、1 0 はシリコン基板、5 1 は S i O₂ 膜を C V D で 1 0 0 n m 厚に形成し、フォトリソグラフィによりパターンニングしたエッチングマスクである。

50

【 0 0 5 0 】

図 1 2 (b) に示すように、エッチングマスク 5 1 をマスクとしてシリコン基板 1 0 の表面を R I E により例えば $2 \mu\text{m}$ エッチングする。このとき、パターン開口は流路部分とリザーバー部分、及び微細孔とするが、流路部分は最終的な流路幅より十分広い $10 \mu\text{m}$ の幅とする。 $10 \mu\text{m}$ は 2 つの流路を含み、流路の側部も十分広くとるようにする。また、この工程でピラーアレイ 5 0 も形成するが、ピラーアレイ 5 0 を流路幅より広い領域に形成しておくことで、ピラーアレイと流路のパターンずれによる隙間の発生を防止できる。

【 0 0 5 1 】

次いで、図 1 2 (c) に示すように、シリコン基板 1 0 の表面に熱酸化 SiO_2 膜 1 1 a を形成する。このとき、エッチングマスク 5 1 は熱酸化前に除去することでもそのまま残すことでも構わない。熱酸化処理は、例えばウェット酸化技術を用いて SiO_2 膜厚 200 nm となるように形成する。また、この熱酸化によりピラーアレイ 5 0 の全体は SiO_2 膜となる。

【 0 0 5 2 】

次いで、図 1 2 (d) に示すように、電極 1 3 a , 1 3 b を形成 (図示せず) し、流路壁を形成するための犠牲層 1 2 をパターン形成する。犠牲層 1 2 として感光性ポリイミド樹脂を用いると、樹脂の塗布と露光、現像により直接犠牲層パターンを形成することが可能になる。

【 0 0 5 3 】

次いで、図 1 2 (e) に示すように、流路壁及びキャップとなる絶縁膜 1 1 b (SiO_2 , SiN_x , Al_2O_3 など) を C V D 又はスパッタなどにより形成 (例えば厚さ 50 nm) し、リザーバー及び電極パッド部分の絶縁膜 1 1 b に開口を形成する。

【 0 0 5 4 】

最後に、図 1 2 (f) に示すように、酸素プラズマアッシングなどにより、犠牲層 1 2 の選択除去を行う。流路犠牲層 1 2 は酸素プラズマにより流路 2 1 , 2 2 の端部開口からアッシング (灰化) 除去され、犠牲層除去後は上下左右を絶縁膜に囲まれた流路 2 1 , 2 2 が形成される。

【 0 0 5 5 】

この実施形態においては、犠牲層 1 2 のエッチバック処理や C M P 処理が無い場合、犠牲層 1 2 の残渣や膜減りといった面内ムラが生じ難く、犠牲層工程によるプロセス不良が激減する。また、犠牲層残渣による熱酸化膜 1 1 a とキャップ膜 1 1 b の隙間が本質的に生じ難いため、イオン電流のリーク不良も殆ど解消する。

【 0 0 5 6 】

なお、本実施形態におけるリザーバー (4 1 a , 4 1 b , 4 2 a , 4 2 b) は、基本的に図 2、図 6 と同様に形成可能であるが、絶縁膜トンネル型流路とリザーバーとの接続部において、リザーバーの液体ダムを形成する必要がある。このためには、図 1 1 に示すように流路 2 1 , 2 2 の端部開口の横に Si テラスを残す構成や、流路端部開口の横にダミー流路を Si テラス部分まで形成して液体ダムとする構成とすれば良い。

【 0 0 5 7 】

(第 4 の実施形態)

図 1 3 は、第 4 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す平面図であり、流路 2 1 と流路 2 2 を別々の工程によって形成し、2 つの流路の交差する積層部 (接触部) を設ける例である。ここでは、検体導入流路となる 2 1 を下側に形成し、検体受容流路となる 2 2 を上側に形成した、2 段型流路とする。このとき、微細孔 3 0 は 2 つの流路の積層部 (接触部) に設け、第 1 の流路 2 1 の上面及び第 2 の流路の下面となる隔壁 (第 1 の流路のキャップ絶縁膜) にフォトリソグラフィーにより形成する。

【 0 0 5 8 】

図 1 ~ 図 1 2 の実施形態においては 2 つの流路が隔壁を挟んで横方向に隣接しており、微細孔 3 0 を Si 基板 1 0 に対して垂直な隔壁に形成する必要があり、隔壁側部からパターンニングしてスリット状の微細孔 3 0 を形成していた。このときの微細孔形状は、流路

10

20

30

40

50

深さが微細孔幅と同じ場合で正方形に近い四角形であるが、流路深さが微細孔幅より深い場合は縦長のスリットとなっていた。このため、微細孔を微粒子が通過する際、微粒子で微細孔の開口を十分に遮蔽することができず、イオン電流の変化が円形微細孔に比し小さいという問題があった。

【 0 0 5 9 】

これに対し、図 1 3 の実施形態においては、微細孔 3 0 を直接パターンニング可能であり、微細孔の開口形状を任意に形成可能であるため、微粒子によるイオン電導を最も効果的に遮蔽可能な円形開口とすることができる。これにより、検出する微粒子が微細孔 3 0 を通過する際のイオン電流変化を最大化することができ、図 1 ~ 図 1 2 の実施形態よりも更に高感度の微粒子検出が可能となる。

10

【 0 0 6 0 】

図 1 4 は、2 段型流路の具体例であり、第 1 の流路 2 1 を図 2 と同様な S i 基板掘り込み型のトンネル流路、第 2 の流路 2 2 を図 9 と同様な絶縁膜トンネル型流路とした例である。それぞれの流路は第 1 の流路 2 1 を図 3 及び図 4 の工程と同様に形成し、第 2 の流路 2 2 を S i 基板 1 0 の掘り込み工程を省略した図 1 2 の工程と同様に形成を行う。但し、第 1 の流路 2 1 の形成は図 4 (f) の段階までとし、その段階で微細孔 3 0 を絶縁膜 1 1 b の流路接触部に形成する。

【 0 0 6 1 】

続いて、図 1 2 (d) ~ (f) と同様の工程により第 2 の流路 2 2 を形成するために、絶縁膜 1 1 b 上に犠牲層及び絶縁膜 1 1 c を形成した後、図 1 2 (f) と同様の工程で第 1 の流路 2 1 の犠牲層も一斉に除去するようにする。また、電極 1 3 a は図 3 (d) の工程を用いて形成するが、電極 1 3 b は図 1 2 (d) の工程の直後に形成することで、第 2 の流路 2 2 の上面に位置させることができる。

20

【 0 0 6 2 】

この結果、第 1 の流路 2 1 は図 1 5 (a) に示すように掘り込み型のトンネル流路となり、第 2 の流路は図 1 5 (b) に示すように絶縁膜トンネル型の流路となる。また、2 つの流路の交差する接触部において、図 1 5 (c) に示すように、絶縁膜 1 1 b に微細孔 3 0 を形成しており、その開口形状は任意に形成可能である。イオン電流を観測する電極は、第 1 の流路 2 1 の下面と第 2 の流路 2 2 の上面に形成されている。これにより、前述した実施形態の利点を引き継ぎながら、微細孔形状の最適化による高感度化が実現できる。また、この実施形態では、S i 掘り込み型のトンネル流路 2 1 を有するが、第 2 の流路 2 2 が絶縁膜 1 1 b の上に形成されるため、犠牲層残渣による絶縁膜 1 1 a と 1 1 b の間の隙間が生じて 2 つの流路間にリーク電流が発生しないという利点もある。

30

【 0 0 6 3 】

なお、ここでは 2 つの流路が交差するように配置しているため、リザーバー 4 1 a に滴下した検体液は 4 2 b のリザーバーに排出されるようになる。これは勿論、図 1 6 に平面図を、図 1 7 に斜視図を示すように、2 つの流路が積層接触する部分の後、元の流路側に戻すように配置 (4 1 a への滴下検体液を 4 2 a に排出) することでも構わないものである。

【 0 0 6 4 】

ここで、図 1 8 (a) (b) は、ピラーアレイ 5 0 b の各ピラーを流路 2 1 に対して斜めに横断する如く配列し、各ピラーの上流側端のうち最も下流側に位置する部分の近くに微細孔 3 0 が位置するように配置した図であり、(a) は平面図、(b) は斜視図である。このようにすることで、ピラーアレイ 5 0 b によってトラップされた微粒子が効率良く微細孔 3 0 の部分に誘導されて検出効率を高めることができる。

40

【 0 0 6 5 】

さらに、図 1 8 (c) (d) はピラーアレイ 5 0 b を流路方向に対して「> 型」に配置したもので、(c) は平面図、(d) は斜視図である。このような配置とすることでも、図 1 8 (a) (b) と同様の効果が得られる。微細孔 3 0 を所定の大きさに形成することを考えた場合、「> 型」配置では微細孔 3 0 を流路 2 1 の中央部に形成することになるた

50

め、図18(c)(d)に示す「>型」配置の方が図18(a)(b)に示す「斜め」配置よりも、作りやすいと云うメリットがある。

【0066】

図19に、本実施形態による微粒子検出機構を概念的に示す。ピラーアレイ50a, 50bの機能は図9と同様である。図19において、電極13a, 13b間に電圧を印加すると、ピラーアレイ50bで収集された微粒子62は、電極13a, 13b間を電気泳動し、微細孔30を通過して流路22側に移動する。この時に電極13a, 13b間を流れるイオン電流が変化するため、微粒子62を検出することができる。

【0067】

このように本実施形態によれば、2つの流路21, 22を交差させることにより微細孔30を円形開口とすることができるため、第1の実施形態と同様の効果が得られるのは勿論のこと、より高感度の微粒子検出が可能となる。

【0068】

(第5の実施形態)

図20は、第5の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す斜視図であり、流路21と流路22を別々の工程によって形成し、2つの流路の積層部(接触部)を設ける例の変形例である。

【0069】

ここでは、検体導入流路となる第1の流路21と、検体受容流路となる第2の流路22をいずれも絶縁膜トンネル型の流路としている。但し、2つの流路は別々の工程で形成しており、微細孔30は2つの流路の積層部にフォトリソグラフィーにより形成している。

【0070】

この実施形態の特徴は、図14の実施形態で第2の流路22がリザーバー接合部(開口部)の高さが異なることで、検体液又は電解液の充填が上手くいかないことがある不具合を解消するものである。即ち、基板に形成した流路部分10aに第1の流路21を絶縁膜トンネル型流路で形成し、第2の流路22を第1の流路21の形成後に同様工程で絶縁膜トンネル型流路に形成することにより、2つの流路のリザーバー部での高さをほぼ同一とすることができるものである。

【0071】

2つの流路の積層部分(図20の接触部)は、第2の流路22を形成する際に第1の流路21上で犠牲層が盛り上がることで、前記図19のように第2の流路22の空間が確保できる。これにより、2つの流路21, 22に対して検体液(又は電解液)の充填を行う際、一方の流路が充填不良となる問題を解消できる。

【0072】

従って本実施形態によれば、第4の実施形態の効果に加え、流路における検体液又は電解液の充填不良を未然に解決できる利点がある。

【0073】

(第6の実施形態)

図21は、第6の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す斜視図であり、流路21と流路22を別々の工程によって形成し、2つの流路の積層部(接触部)を設ける例の変形例である。また、図22(a)は流路の断面図であり、図22(b)は流路の接触部の断面図である。

【0074】

ここでは、図20の実施形態と同様、検体導入流路となる第1の流路21と、検体受容流路となる第2の流路22を何れも絶縁膜トンネル型の流路としている。但し、2つの流路は別々の工程で形成しており、微細孔30は2つの流路の積層部にフォトリソグラフィーにより形成しているほか、図22(a)(b)に示すように、第2の流路22の高さを第1の流路21よりも高くしている。

【0075】

これにより、2つの流路21, 22の積層部分(図21の接触部)において、第2の流

10

20

30

40

50

路 2 2 の積層空間が確実に確保可能となり、図 2 0 の実施形態でしばしば生じる可能性があった第 2 の流路 2 2 が 2 つの流路の積層部で潰れてしまう問題を解消可能となる。図 2 0 の実施形態においては、第 2 の流路を形成する際、2 層目の犠牲層が自然に第 1 の流路上で盛り上がることを期待して作製しているが、犠牲層材料の生産バラツキや加工環境の温度や湿度で変動するため、同じ形状の流路を形成することが難しく、確実な再現性が得にくかった。図 2 1 の実施形態においては、流路の上面の一部を盛り上がらせる必要がないため、犠牲層の塗布条件（スピンの回転数など）を異ならせることや粘度の異なる犠牲層材料を用いることで、確実に高さの異なる流路が形成できる。

【0076】

このとき、第 1 の流路 2 1 と第 2 の流路 2 2 の検体液（又は電解液）充填量を揃え、毛細管現象もほぼ同等とするため、2 つの流路の断面積を揃えておくことが望ましい。例えば、第 1 の流路 2 1 の幅を $50\ \mu\text{m}$ 、高さを $2\ \mu\text{m}$ とした場合、第 2 の流路 2 2 の幅を $20\ \mu\text{m}$ 、高さを $5\ \mu\text{m}$ とすると、2 つの流路の断面積を揃えることができ、積層部の高さを $3\ \mu\text{m}$ 確保することができる。

【0077】

従って本実施形態によれば、第 5 の実施形態の効果に加え、2 つの流路 2 1、2 2 の積層部の潰れの問題を解決でき、より信頼性の高いマイクロ分析チップを実現できる利点がある。

【0078】

（第 7 の実施形態）

図 2 3 は、第 7 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップの概略構成を示す平面図である。なお、以下では、流路 2 1、2 2 の両方に検体液を流すことを例にしているが、一方に電解液を流すようにしても良い。

【0079】

リザーバー 4 1 a 上に検体液を吸収可能な吸収材 7 1 a を設置し、リザーバー 4 1 b 上に検体液又は電解液を吸収可能な吸収材 7 1 b を設置している。さらに、リザーバー 4 2 a 上に検体液を吸収可能な吸収材 7 2 a を設置し、リザーバー 4 2 b 上に検体液又は電解液を吸収可能な吸収材 7 2 b を設置している。吸収材としては、例えば濾紙や不織布などの繊維集合体を用いることができる。この吸収材は、対応するリザーバーの全体を覆うように設置しても良いし、一部を覆うように設置しても良い。但し、隣接するリザーバー間で分離されている必要がある。

【0080】

なお、先の第 1 の実施形態で説明したように、リザーバー 4 1 a には検体液を供給し、リザーバー 4 1 b には検体液及び電解液の何れを供給しても良いが、以下では、リザーバー 4 1 b にも検体液を供給する例で説明する。

【0081】

このような構成において、検出する微粒子を含む検体液を吸収材 7 1 a、7 1 b に滴下すると、吸収材 7 1 a、7 1 b から検体液がしみ出し、リザーバー 4 1 a、4 1 b 内へ導入される。リザーバー 4 1 a、4 1 b 内に導入された検体液は、流路 2 1、2 2 を通ってリザーバー 4 2 a、4 2 b に至る。流路 2 1、2 2 を流動してきた検体液は、リザーバー 4 2 a、4 2 b 上に設けられた吸収材 7 2 a、7 2 b に吸い取られる。リザーバー 4 2 a、4 2 b 内の検体液がひとたび吸収材 7 2 a、7 2 b に吸収され始めると、続いて流動してくる検体液が次々と吸収材 7 2 a、7 2 b に吸収されていくため、流路 2 1、2 2 中の検体液流動が連続的に行われる。

【0082】

即ち、吸収材 7 2 a、7 2 b で検体液を吸い取ることで流路 2 1、2 2 中の検体液を電気泳動や外部ポンプを用いずに流動させることができ、検体液に含まれる微粒子も検体液の流動で移動させることが可能となる。このような理由から、リザーバー 4 1 a、4 1 b 側の吸収材 7 1 a、7 1 b は省略することも可能である。

【0083】

また、検体液導入側に吸収材 71a, 71b を設置することで、半導体マイクロ分析チップのサイズを増大することなく十分な量の検体液を流路 21, 22 に供給することが可能となる。一般に、マイクロ分析チップへの検体液注入はマイクロピペッターなどを使用して行うが、その滴下量は 10 ~ 10000 マイクロリットル程度であり、この量の検体液を受容するには、例えば深さ 100 μm で 100 mm^2 程の面積が必要になる。この受容領域を半導体マイクロ分析チップに集積すると、分析チップとしての機能部分を集積するサイズより遙かに大きなチップサイズが必要となり、莫大なコスト増加を生じてしまう。また、検体液中の微粒子の濃度は一般に低く、数多くの微粒子を検出する場合、多量の検体液を注入する必要がある、これを可能にする検体液の受容領域は巨大なものとなる。

【0084】

10

本実施形態の半導体マイクロ分析チップでは、非常に大きな検体液受容部を集積する代わりに分析チップの外部に十分大きな吸収材 71a, 71b を設け、検体液を吸収材 71a, 71b に滴下して流路 21, 22 に注入する。また、検体排出側から排出された検体液は吸収材 72a, 72b で吸収することができ、これにより分析チップに収容される検体液量よりも多くの検体液を注入、排出することが可能になる。

【0085】

なお、リザーバー 41a, 41b, 42a, 42b の領域に、前述した微粒子サイズフィルタとなるピラー間隔より大きな間隔のピラーレイを形成しておき、前述した吸収材とピラーレイが接するようにしておくことが望ましい。これにより、吸収材 71a, 71b, 72a, 72b とこれらに対応するリザーバーとの間で検体液や電解液の授受がピラーレイの表面張力によってスムーズに行われ、また、吸収材から流路入口（出口）までスムーズに液体を流出入させることが容易となる。

20

【0086】

このように本実施形態によれば、リザーバー 41a, 41b, 42a, 42b 上に吸収材 71a, 71b, 72a, 72b を設置することにより、第 1 の実施形態と同様の効果が得られるのは勿論のこと、次のような効果も得られる。

【0087】

即ち、検体液排出領域 42, 42b 側に吸収材 72a, 72b を設けることにより、流路 21, 22 中の検体液を電気泳動や外部ポンプを用いずに流動させることができる。さらに、検体液導入領域 41a, 41b 側に吸収材 71a, 71b を設けることにより、半導体マイクロ分析チップのサイズを増大することなく十分な量の検体液を流路 21, 22 に供給することが可能となる。従って、非常に小さな分析チップでも多量の検体液を扱うことが可能となり、半導体マイクロ分析チップとしての機能部分を最小限の面積に集積することで大幅な低コスト化が図れる。

30

【0088】

（第 8 の実施形態）

図 24 及び図 25 は、第 8 の実施形態に係わる半導体マイクロ分析チップ 90 の概略構成を説明するためのもので、図 24 は平面図、図 25 は斜視図である。

【0089】

本実施形態は、前記図 23 に示す半導体マイクロ分析チップを収容するパッケージ 80 に検体液導入口 81 を設けたものである。検体液導入口 81 は、パッケージ 80 の吸収材 71a, 71b 上に位置する天板面に開口を設け、71a, 71b に検体液を導く漏斗状の液体ガイドを設けることにより形成されている。検体液導入口 81 は、吸収材 71a, 71b の両方に跨る大きさであり、検体液導入口 81 には、検体液を吸収材 71a と 71b とに分離するための仕切り板 82 が設けられている。

40

【0090】

なお、図 24 には検体液排出側の吸収材 72a, 72b は図示していないが、これらを設けても良いのは勿論のことである。また、半導体マイクロ分析チップ 90 の構造は前記図 23 の例に限らず、先に説明した各実施形態のように適宜変更可能である。

【0091】

50

このような構成であれば、検体液導入口 8 1 の中心部に検体液を垂らすだけで、検体液を吸収材 7 1 a , 7 1 b に吸収させることができると共に、吸収材 7 1 a と 7 1 b とで検体液を確実に分離することができる。そして、吸収材 7 1 a , 7 1 b に対応するリザーバー 4 1 a , 4 1 b に検体液を導入し、更に流路 2 1 , 2 2 に流し込むことができる。従って、リザーバー 4 1 a , 4 1 b に個別に検体液を導入する必要がなくなり、簡易な操作で検体液の導入が可能となると共に、マイクロ分析チップの大きさ、特にリザーバー部分の大きさを吸収材との重ね合せに必要な最小サイズとすることができ、マイクロ分析チップのサイズ極小化が可能となってマイクロ分析チップの低コスト化が可能になる。

【 0 0 9 2 】

(変形例)

なお、本発明は上述した各実施形態に限定されるものではない。

【 0 0 9 3 】

実施形態では、主に S i 基板を用いた例を示しているが、基板は必ずしも S i に限らず、通常の半導体製造プロセスで加工可能であれば、他の半導体基板材料を用いることも可能である。また、絶縁膜として主に誘電体 (S i O ₂ , S i N x , A l ₂ O ₃) を表記しているが、その種類、組成等は任意であり、この他に例えば有機絶縁膜を用いることも可能であるなど、上記実施形態に限定されるものではない。

【 0 0 9 4 】

本発明の幾つかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【 符号の説明 】

【 0 0 9 5 】

- 1 0 ... 半導体基板
- 1 0 a ... 半導体基板掘り込み領域
- 1 1 , 1 1 a , 1 1 b , 1 1 c , 1 1 d ... 絶縁膜
- 1 2 ... 犠牲層
- 1 3 a , 1 3 b ... 電極
- 2 1 ... 第 1 の流路
- 2 2 ... 第 2 の流路
- 3 0 ... 微細孔
- 3 1 ... 隔壁
- 4 1 a , 4 1 b ... リザーバー (検体液導入領域)
- 4 2 a , 4 2 b ... リザーバー (検体液排出領域)
- 5 0 , 5 0 a , 5 0 b ... 柱状構造体 (ピラー) アレイ
- 5 1 ... エッチングマスク
- 6 1 ... 巨大粒子
- 6 2 ... 検出粒子
- 6 3 ... 微小粒子
- 7 1 a , 7 1 b , 7 2 a , 7 2 b ... 吸収材
- 8 0 ... パッケージ
- 8 1 ... 検体液導入口
- 8 2 ... 仕切り板

10

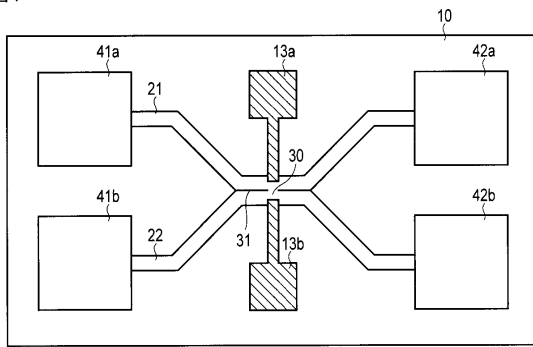
20

30

40

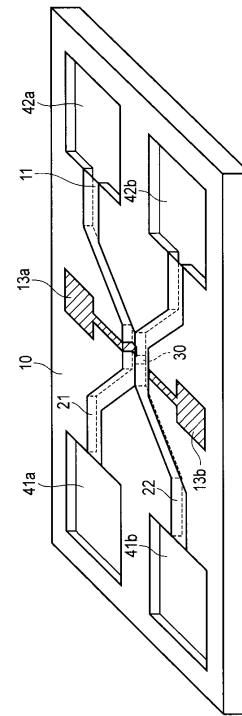
【図 1】

図 1



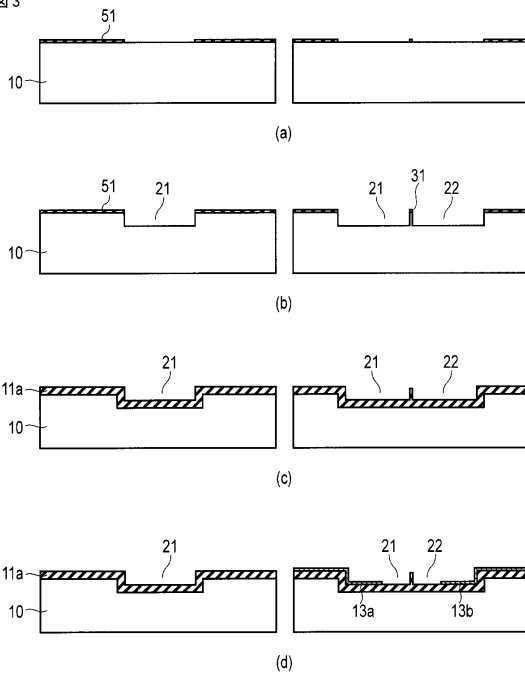
【図 2】

図 2



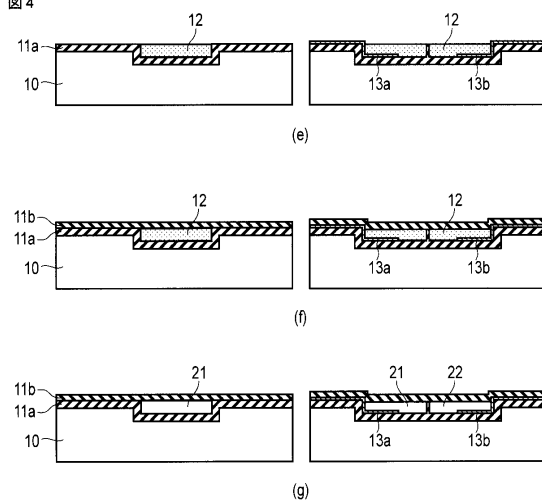
【図 3】

図 3



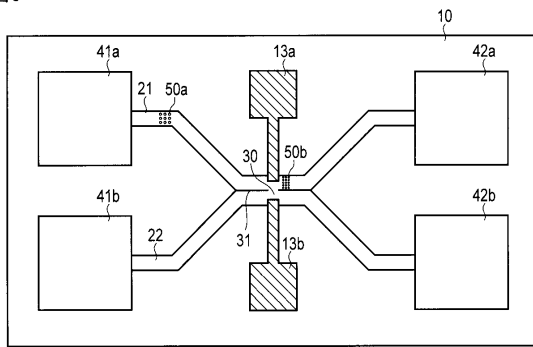
【図 4】

図 4



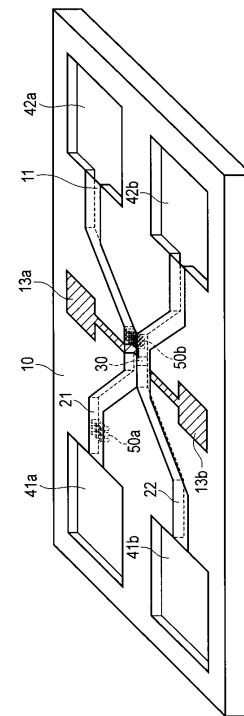
【図 5】

図 5



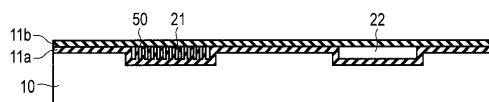
【図 6】

図 6



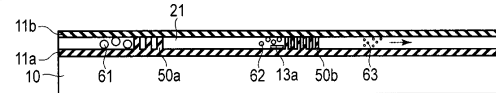
【図 7】

図 7



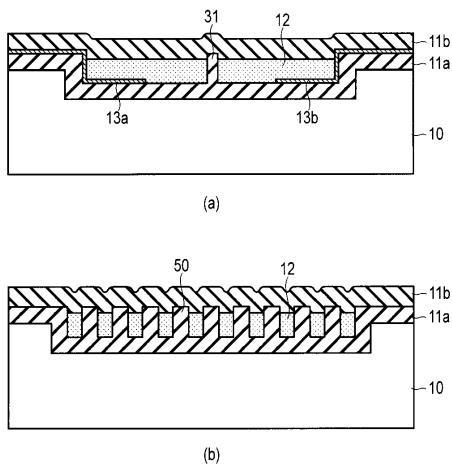
【図 9】

図 9



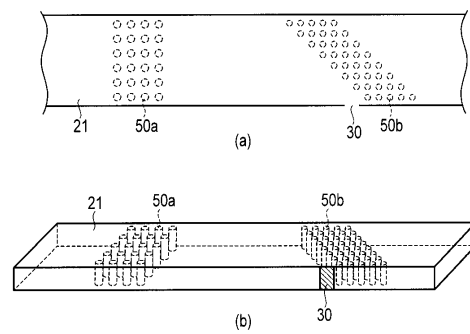
【図 8】

図 8



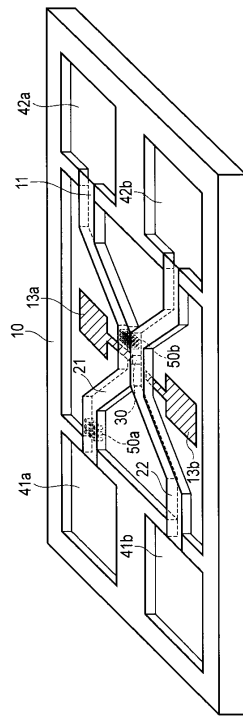
【図 10】

図 10



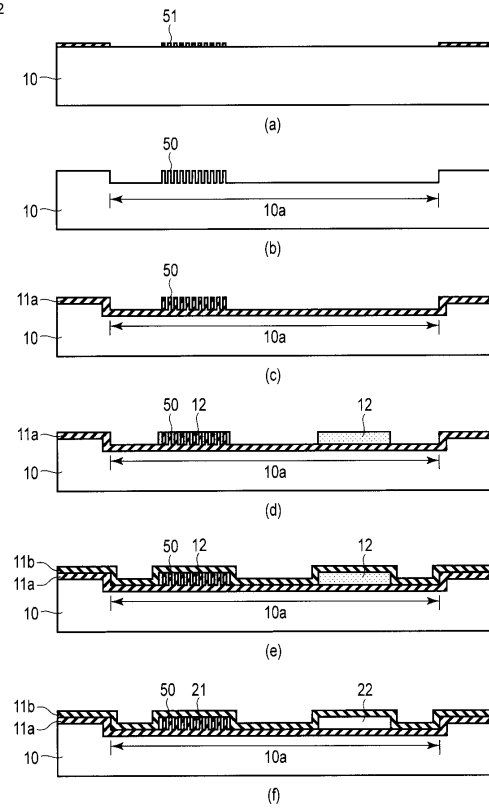
【図 1 1】

図 11



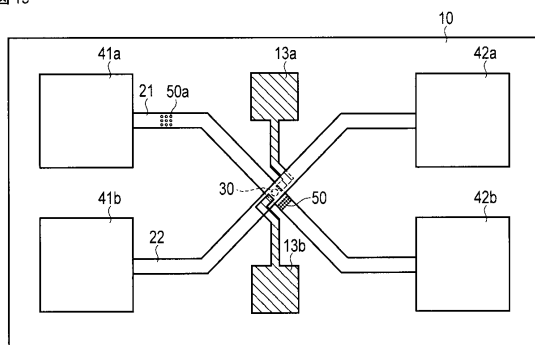
【図 1 2】

図 12



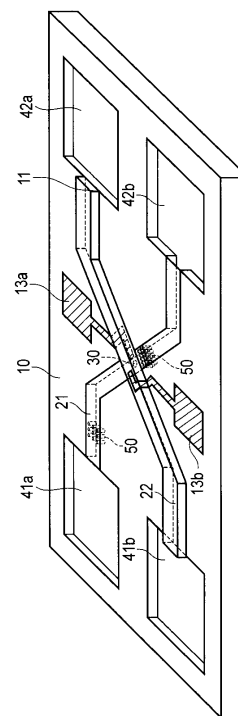
【図 1 3】

図 13



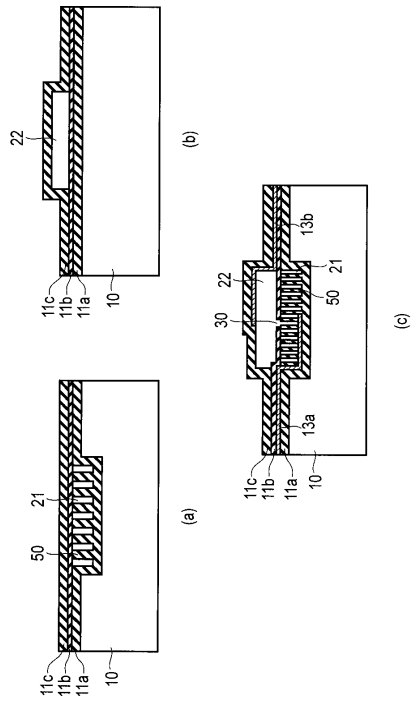
【図 1 4】

図 14



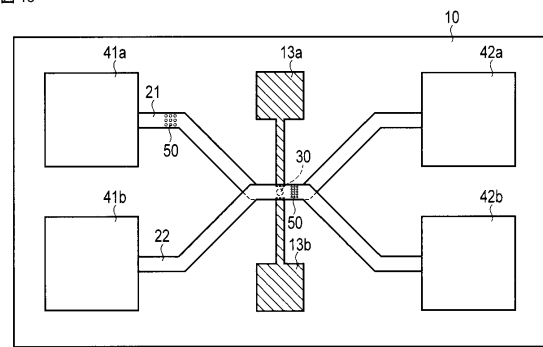
【図 15】

図 15



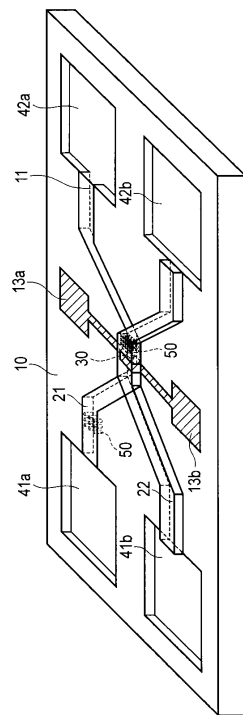
【図 16】

図 16



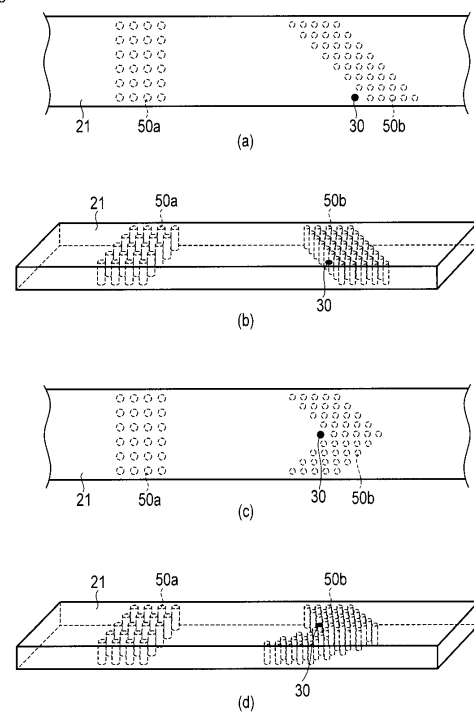
【図 17】

図 17

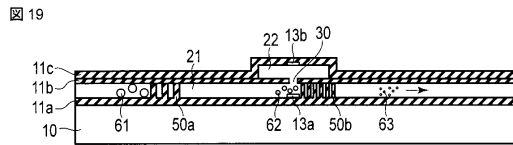


【図 18】

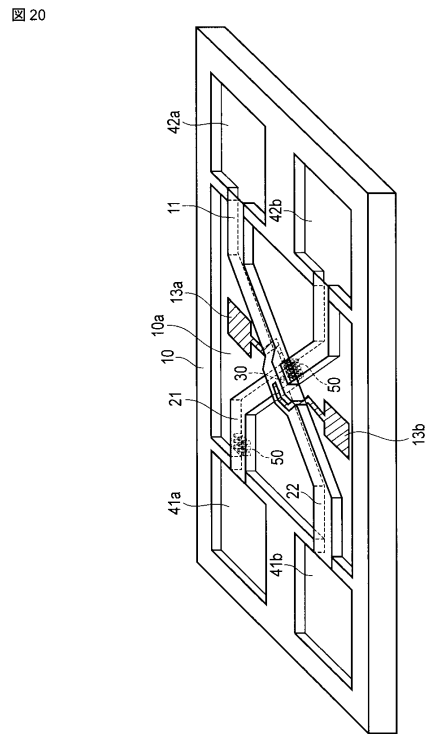
図 18



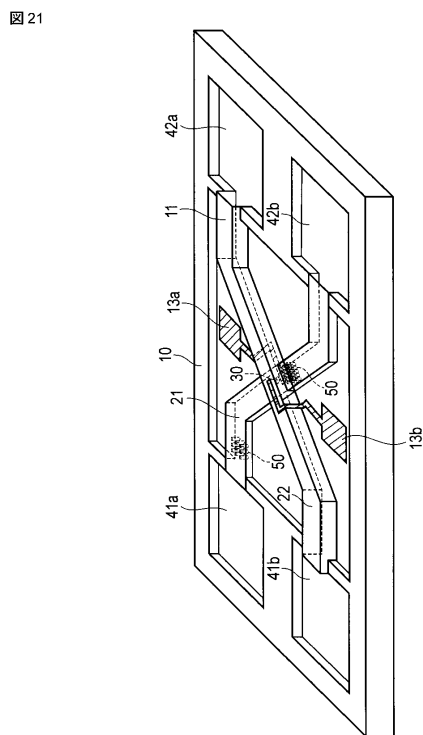
【 図 1 9 】



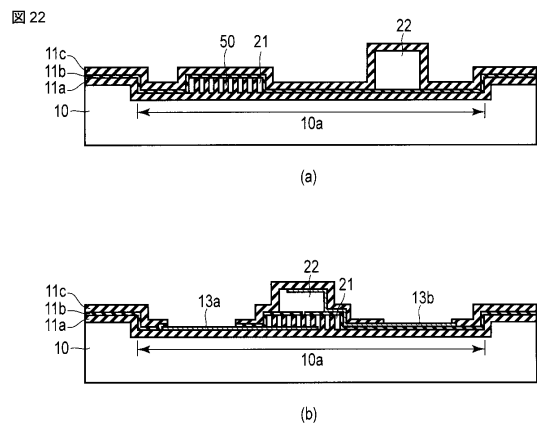
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】

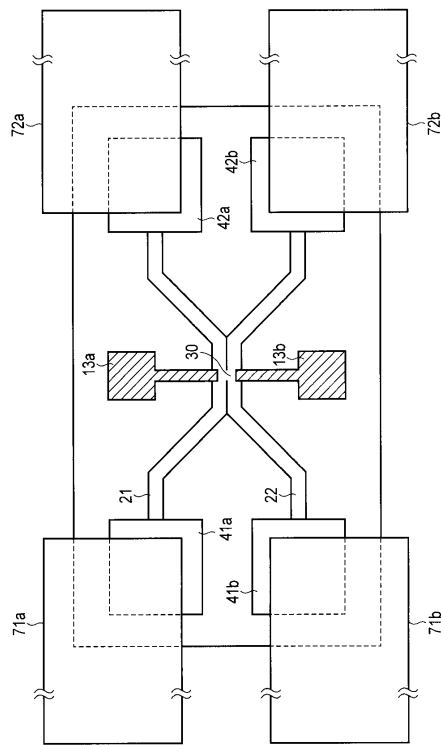


【圖 2 2】



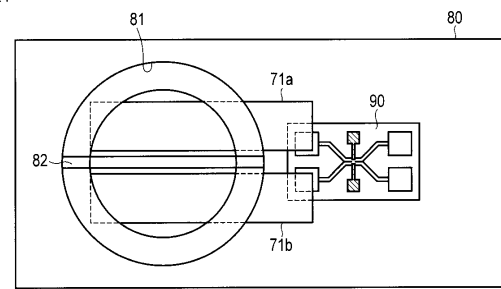
【図 23】

図 23

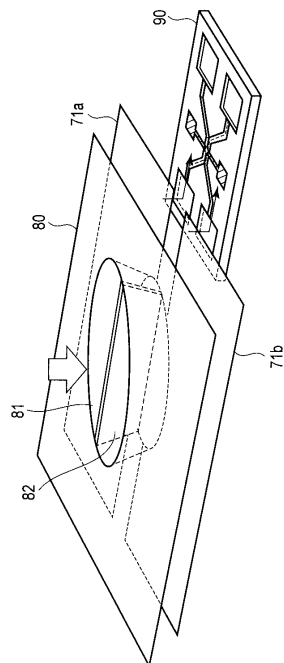


【図 24】

図 24



【図 25】



フロントページの続き

(72)発明者 小島 章弘
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

審査官 東松 修太郎

(56)参考文献 特表2011-516884(JP,A)
特開2013-036865(JP,A)
特開2005-098818(JP,A)
特開2001-088096(JP,A)
特開2007-170840(JP,A)
特開2012-042426(JP,A)
特開2012-255810(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01N 15/00-15/14
G01N 35/00-37/00
G01N 27/00-27/10
G01N 33/483