

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4830545号
(P4830545)

(45) 発行日 平成23年12月7日(2011.12.7)

(24) 登録日 平成23年9月30日(2011.9.30)

(51) Int. Cl.	F I
GO 1 N 27/327 (2006.01)	GO 1 N 27/30 3 5 1
GO 1 N 27/416 (2006.01)	GO 1 N 27/46 3 4 1 M
C 1 2 M 1/34 (2006.01)	C 1 2 M 1/34 A
GO 1 N 27/28 (2006.01)	GO 1 N 27/28 P

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2006-55836 (P2006-55836)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成18年3月2日(2006.3.2)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2007-232607 (P2007-232607A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成19年9月13日(2007.9.13)	(74) 代理人	100109667
審査請求日	平成21年3月2日(2009.3.2)		弁理士 内藤 浩樹
		(74) 代理人	100109151
			弁理士 永野 大介
		(74) 代理人	100120156
			弁理士 藤井 兼太郎
		(72) 発明者	平岡 聡一郎
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 細胞電気生理センサの製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

基板の一面に少なくとも一つ以上のウエルを設け、このウエルの底面には少なくとも一つ以上の貫通孔を有するダイアフラムを設け、前記ウエルの壁面をダイアフラム側へテーパ状とした細胞電気生理センサの製造方法であって、
基板の片面にレジストマスクを形成する第一の工程と、
その後エッチングを促進するガスとエッチングを抑制するガスを導入して前記レジストマスクを利用して所望の形状の貫通孔を形成する第二の工程と、
前記基板の他面にウエルを形成する端部から中央部に向かってテーパ状に薄くしたレジストマスクを形成する第三の工程と、
エッチングを促進するガスとエッチングを抑制するガスを導入してエッチングによってウエルを形成する第四の工程を含み、且つ前記第二の工程および/または第四の工程で外形のエッチングによる切り出しを同時に行う細胞電気生理センサの製造方法。

【請求項2】

前記第四の工程の後に、化学エッチングによって、センサ全体の表面を平滑にする工程を含む請求項1に記載の細胞電気生理センサの製造方法。

【請求項3】

基板の一面に少なくとも一つ以上のウエルを設け、このウエルの底面には少なくとも一つ以上の貫通孔を有するダイアフラムを設け、前記ウエルの壁面をダイアフラム側へテーパ状とした細胞電気生理センサの製造方法であって、

基板の片面にレジストマスクを形成する第一の工程と、
 その後エッチングを促進するガスとエッチングを抑制するガスを導入して前記レジストマスクを利用して所望の形状の貫通孔を形成する第二の工程と、
前記基板の他面にウエルの中央部から同心縞状に、且つレジストマスクの開口幅がウエルの中央部から端部にかけて段階的に狭くなる縞状に第二のレジストマスクを形成する第三の工程と、
エッチングを促進するガスとエッチングを抑制するガスを導入して基板の貫通孔が形成された片面側に向かうように第二のレジストマスクが形成された他面側からエッチングすることによってウエルを形成する第四の工程を含み、且つ前記第二の工程および/または第四の工程で外形のエッチングによる切り出しを同時に行う細胞電気生理センサの製造方法

10

【請求項 4】

前記第四の工程の後に、アルゴンガスを用いたプラズマエッチングによって、ウエルの壁面を平滑にする工程を含む請求項 3 に記載の細胞電気生理センサの製造方法。

【請求項 5】

前記第四の工程の後に、化学エッチングによって、表面を平滑にする工程を含む請求項 3 に記載の細胞電気生理センサの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、細胞の電気生理的活動の測定に用いられる細胞電気生理センサの製造方法に関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

従来、電気生理学におけるパッチクランプ法は、細胞膜に存在するイオンチャンネルを測定する方法として知られており、このパッチクランプ法によってイオンチャンネルの様々な機能が解明されてきた。そして、イオンチャンネルの働きは細胞学において重要な関心ごとであり、これは薬剤の開発にも応用されている。

【0003】

しかし、一方でパッチクランプ法は測定技術に微細なマイクロピペットを 1 個の細胞に高い精度で挿入するという極めて高い能力を必要としているため、熟練作業者が必要であり、高いスループットで測定を必要とする場合には適切な方法でない。

30

【0004】

このため、微細加工技術を利用した平板型プローブの開発がなされており、これらは個々の細胞についてマイクロピペットの挿入を必要としない自動化システムに適している。例えば、基板の上に設けられた細胞保持手段を備えたウエルと、このウエルの電気信号を検出する測定用電極と、基準電極とを備えた細胞外電位測定用デバイスによって細胞外電位を測定する技術を開示している（例えば特許文献 1 参照）。

【0005】

図 1 3 はこの従来の細胞電気生理センサのウエル構造を模式断面図で示したものであり、ウエル 2 6 の内部に培養液 2 7 が入れられ、被験体細胞 2 5 は基板 2 1 に設けられた細胞保持手段によって捕捉または保持されている。細胞保持手段は基板 2 1 に形成された窪み 2 2 および開口部を介してこの窪み 2 2 に連絡する貫通孔 2 3 を備えた構成となっている。

40

【0006】

さらに貫通孔 2 3 の内部にはセンサ手段である測定電極 2 4 が配置されており、この電極 2 4 は配線を経て信号検出部に連結されている。

【0007】

そして、測定の際には被験体細胞 2 5 を貫通孔 2 3 から吸引ポンプなどの手段により、この被験体細胞 2 5 が窪み 2 2 に密着保持される。このようにして被験体細胞 2 5 の活動

50

により発生する電気信号はウエル 26 の内部の培養液 27 に漏れることなく、貫通孔 23 に設けた測定電極 24 と参照電極 28 によって電位の変化あるいは電流の変化を検出することによって測定することができる。

【0008】

このように、基板 21 に形成された貫通孔 23 はガラスピペットにおける先端穴と同様の役割を果たし、高精度な細胞の電気生理現象を記録できるとともに、基板 21 の裏面側からの吸引によって細胞が自動的に引きつけられ、被験体細胞 25 を容易に保持できるという利点を有している。

【0009】

ここで測定される電位の変化あるいは電流の変化は、細胞膜が保有するチャネルを通じて各種イオンを放出あるいは吸収した結果、検出されるものであり、非常に微小な変化である。そのため、本来検出されるべき電気信号以外の要因によりノイズが発生した際には、S/Nを劣化させ、正確に且つ高精度に測定することが困難となる。このため、ノイズを抑制するために様々な取組みがなされており、例えばウエル 26 の壁面の形状をテーパ状とすることで、被験体細胞の周辺における揺らぎを低減し、ノイズを抑制する技術を開示している（例えば特許文献 2 参照）。

【特許文献 1】国際公開第 02/055653 号パンフレット

【特許文献 2】特開 2005-156234 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、前記従来技術においては、ウエル 26 の壁面の形状をテーパ状とするために、等方性のドライエッチング技術を用いている。また、ウエル 26 の壁面を容易にテーパ状にするためには、例えば基板に（100）面配向の単結晶シリコン基板を用い、緩衝液を加えたフッ化水素酸による異方性エッチング技術により実現することも可能である。しかしながら、上記のエッチング技術によりウエル 26 の壁面をテーパ状とする際には、細胞電気生理センサの外形切り出しをダイシングにより行う必要があり、センサ形状の自由度が低くなるとともに、生産性においてもチップングが発生しやすいという課題を有していた。

【0011】

本発明は、生産性に優れ、チップングなどの発生の少ない細胞電気生理センサの製造方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

前記従来技術の課題を解決するために、本発明は、ウエルの壁面をダイアフラム側へテーパ状とした細胞電気生理センサの製造方法であって、基板の裏面側からレジストマスクを形成する第一の工程と、その後第一のエッチングガスと第二のエッチングガスを導入して所望の形状の貫通孔を形成する第二の工程と、前記基板の表面側からウエルの壁面がテーパ状となるようにレジストマスクを形成する第三の工程と、その後、第一のエッチングガスと第二のエッチングガスを導入してウエルを形成する第四の工程を含み、且つこの 4 つの工程のいずれかで外形切り出しを同時に行う構成とするものである。

【発明の効果】

【0013】

本発明の細胞電気生理センサの製造方法は、ウエルの壁面がテーパ状であるセンサでありながら、センサ形状の自由度が高く、生産性においてもチップングが発生しない細胞電気生理センサの製造方法として有用である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

（実施の形態 1）

以下、本発明の実施の形態 1 における細胞電気生理センサの製造方法について、図面を

10

20

30

40

50

参照しながら説明する。

【0015】

まず、本発明の実施の形態1における細胞電気生理センサの構成について説明する。

【0016】

図1は本発明の実施の形態1における細胞電気生理センサの構成を示す斜視図であり、図2はその断面図である。また、図3はその動作を説明するための要部拡大断面図である。

【0017】

図1および図2において、基板1はシリコン基板で形成しており、基板表面1a側にはウエル2が形成されており、このウエル2は細胞を含んだ培養液あるいは薬液などの液体を貯留するためのものである。そして、基板裏面1b側にはダイアフラム3を形成し、前記ウエル2の壁面はダイアフラム3側へ徐々に小さくなるテーパ状に形成している。そして、このダイアフラム3の厚みは約20 μm の薄板形状としている。また、このダイアフラム3にはウエル2と基板裏面1b側を連結する微小の貫通孔4を例えば複数個形成している。この微小の貫通孔4の最小開口径は3 μm としており、貫通孔4の最小開口径は測定する被験体細胞5の大きさ、形状、性質によって決定することができる。例えば、被験体細胞5の大きさが5~50 μm 程度の場合、被験体細胞5が高い密着性をもって保持されるには貫通孔4の最小開口径を3 μm 以下とすることが望ましい。

【0018】

また、本実施の形態1における細胞電気生理センサの外周部は円形状としており、細胞電気生理センサ全体の形状は円柱形状である。このように円形状とすることで、細胞電気生理センサの大きさを極力小さくすることができることから、ウエハー状の1枚の基板1からより多くの細胞電気生理センサを形成することが可能となり、基板材料を効率的に利用できるといった効果が得られる。さらに、このような形状を有する細胞電気生理センサにはエッジ部を有さないことから、チップング、欠けなどの破損を低減するといった効果も得られる。

【0019】

なお、細胞電気生理センサの表面の外周部は、円形状に限らず楕円などの曲線を有する形状とすることで、センサ形状の自由度を高めることが可能となる。

【0020】

次に、本発明の細胞電位測定デバイスの動作について説明する。

【0021】

図3はダイアフラム3において微小の貫通孔4が形成された箇所の拡大断面図である。図3に示すように、ウエル2の内部に被験体細胞5を含んだ細胞外液6aを満たした後に、ダイアフラム3のウエル2側から加圧するか、基板裏面1b側から減圧することによって被験体細胞5と細胞外液6aは、貫通孔4に引き込まれ、被験体細胞5は貫通孔4を塞ぐように保持される。このとき、基板裏面1bは細胞内液6bによって満たしておく。

【0022】

通常、細胞内液6bは、哺乳類筋細胞の場合、代表的には K^+ イオンが155mM程度、 Na^+ イオンが12mM程度、 Cl^- イオンが4.2mM程度添加された電解液であり、細胞外液6aは、 K^+ イオンが4mM程度、 Na^+ イオンが145mM程度、 Cl^- イオンが123mM程度添加された電解液である。

【0023】

次に、基板裏面1b側から吸引、もしくは薬剤(例えばナスタチン)を投入して被験体細胞5に微細小孔を形成する。

【0024】

その後、被験体細胞5への刺激となりうる行為をウエル2内に施す。この刺激の種類としては、例えば化学薬品、毒物などの化学的な刺激に加え、機械的変位、光、熱、電気、電磁波などの物理的な刺激なども含む。

【0025】

そして、被験体細胞 5 がこれらの刺激に対して活発に反応する場合、例えば被験体細胞 5 は細胞膜が保有するチャネルを通じて各種イオンを放出あるいは吸収する。この結果として、細胞内外の電位勾配が変化し、その変化を検出することができる。この電位勾配の変化を細胞外液 6 a に設けた電極 7 と細胞内液 6 b に設けた電極 8 によって測定する。

【 0 0 2 6 】

次に、ウエル 2 の壁面がダイアフラム 3 側へ小さくなるテーパ状に形成されていることについて述べる。

【 0 0 2 7 】

上述のように、本発明の細胞電気生理センサで検出される電気信号は、極めて微小な変化であるため、本来検出されるべき電気信号以外の要因によってノイズが発生した際には S / N を劣化させ、正確に且つ高精度に測定することが困難となる。例えば、ウエル 2 の内部に化学薬品や毒物などの刺激を注入した際には、被験体細胞 5 の周辺の細胞外液 6 a に揺らぎが発生する。この揺らぎの変化が大きい場合にはノイズが発生する。しかしながら、前記ウエル 2 の壁面をテーパ状にすることで揺らぎを低減することが可能となり、微小な電気信号の変化を高精度に測定することができる。

【 0 0 2 8 】

また、ウエル 2 の内部の細胞外液 6 a に気泡が発生した際にも、ノイズ発生の原因となり、特に被験体細胞 5 の周辺の細胞外液 6 a と電極 7 の周辺の細胞外液 6 a との間が気泡により絶縁された際には、電気信号の検出が不可能となる。

【 0 0 2 9 】

また、ウエル 2 の内部に鋭角部が存在すると気泡がトラップされやすくなるが、ウエル 2 の壁面がテーパ状であることにより気泡がトラップされやすい部位がなくなり、気泡の発生を抑制するといった効果も得られる。

【 0 0 3 0 】

さらに、ダイアフラム 3 は、厚みが 20 μ m 程度であることから、僅かな衝撃であっても容易に破壊される。しかしながら、ウエル 2 の壁面がテーパ状であることにより、ダイアフラム 3 の面積が減少し、衝撃による破壊を低減するといった効果も得られる。

【 0 0 3 1 】

このように、ウエル 2 の壁面がダイアフラム 3 側へ小さくなるテーパ状に形成されることによって、様々な効果が得られる。

【 0 0 3 2 】

次に、本発明の実施の形態 1 における細胞電気生理センサの製造方法について説明する。

【 0 0 3 3 】

図 4 ~ 図 9 は本発明の細胞電気生理センサの製造工程を説明するための断面図である。

【 0 0 3 4 】

この細胞電気生理センサの製造方法は、図 4 に示すように基板 1 としてシリコンウエハーを用意し、基板裏面 1 b に所定のパターンでレジストマスク 1 1 を形成する。このとき、レジストマスク 1 1 のエッチングホールは、必要とする貫通孔 4 の形状とほぼ同じになるように設計すると同時に、細胞電気生理センサの外形切り出し (エッチング) の際に所望の形状となるように設計する。

【 0 0 3 5 】

次に、図 5 に示すように、基板裏面 1 b からドライエッチングによって貫通孔 4 を所定のエッチング深さに達するまで形成する。このときのエッチング法は、ドライエッチングによる方法が最適であり、ドライエッチングの際にはエッチングを促進するガスと、エッチングを抑制するガスを用いる。このエッチングを促進するガスとしては、XeF₂、CF₄、SF₆などがある。また、エッチングを抑制するガスとしてはCHF₃、C₄F₈などがある。これらのガスを混合してエッチングすることにより、エッチングされた壁面にCF₂のポリマーである保護膜を作製していくことができることから、ドライエッチングによる貫通孔 4 の形成をレジストマスク 1 1 の下方のみに進行させることが可能となる。

【 0 0 3 6 】

ここで、ドライエッチングが下方のみに進行する仕組みを、さらに詳しく説明する。

【 0 0 3 7 】

まず、エッチングを促進するガスによってエッチングを少しだけ行った後、エッチングを抑制するガスによって保護膜を少しだけ形成する工程を繰り返すことによって、ほぼ垂直なエッチング形状とすることができるのである。この工程では、エッチングを促進するガスによるドライエッチングの際に外部コイルによる誘導結合法によって生成されたプラズマ中で高周波を基板 1 に加えることで基板 1 にマイナスのバイアス電圧が発生することにより、プラズマ中のプラスイオンである SF_5^+ や CF_3^+ が基板 1 に向かって衝突するのでドライエッチングは垂直下方方向に進むことになり、ドライエッチングを抑制させる際には基板 1 に高周波を加えなければ基板 1 にはバイアス電圧が全く発生しないので、保護膜の材料となる CF^+ が偏向を受けなくなり、基板 1 のエッチングホールの壁面に対して均一な保護膜の形成ができることになる。

10

【 0 0 3 8 】

このようにして貫通孔 4 を形成した後に、図 6 に示すように、レジストマスク 1 1 を除去する。

【 0 0 3 9 】

次に、図 7 に示すように、基板表面 1 a に所定のパターンでレジストマスク 1 2 を形成する。このとき、レジストマスク 1 2 は、ウエル 2 の壁面がダイアフラム 3 側へ小さくなるテーパ形状となるように設計すると同時に、センサの外形切り出し（エッチング）の際に所望の形状となるように設計する。そのため、図 7 では、ウエル 2 の壁面がダイアフラム 3 側へ小さくなるテーパ形状となるように加工するために、ウエル 2 の端部から中央部にむけて小さくなるテーパ形状となるレジストマスク 1 2 を示した。なお、図 7 ではエッチング後に形成されるウエル 2 の形状を破線で示した。

20

【 0 0 4 0 】

そして、このようなテーパ形状となるレジストマスク 1 2 の作製方法としては、ポジ型レジスト材料を基板 1 の上に厚み $10 \mu m$ になるように塗布し、その後 UV 光の透過率が連続的に増大（あるいは減少）するように Cr 膜にグラデーションを形成したマスクを作製し、そのマスクを所定の位置に配置して露光する。

【 0 0 4 1 】

次に、現像、エッチングをすることによってテーパ形状を有するレジストマスク 1 2 を作製することができる。このような方法によって、例えば厚み $10 \mu m$ 、突起部の長さ $100 \mu m$ のテーパ形状を有するレジストマスク 1 2 を形成することができる。

30

【 0 0 4 2 】

その後、図 8 に示すように、基板表面 1 a からドライエッチングによってウエル 2 を所定のエッチング深さに達するまで、即ちダイアフラム 3 を所定の厚みに達するまで形成する。このときのエッチング法も、エッチングを促進するガスと、エッチングを抑制するガスを用いるドライエッチングによる方法が最適である。

【 0 0 4 3 】

ここで、ウエル 2 の壁面がダイアフラム 3 側へ小さくなるテーパ形状となるように、テーパ形状を有するレジストマスク 1 2 を用いることのエッチングの作用について説明する。エッチングを促進するガスと、エッチングを抑制するガスを用いたドライエッチングによる方法では、前述のようにレジストマスク 1 1 の下方のみにエッチングを進行させることが可能である。なお、このときレジストマスク 1 2 にも CF_2 のポリマーである保護膜が少しだけ形成され、その後にプラスイオンである SF_5^+ や CF_3^+ が保護膜およびレジストマスク 1 2 を物理的にエッチングする工程が繰り返される。ここで、保護膜の形成速度が保護膜のエッチング速度と比較して小さい場合には、徐々にレジストマスク 1 2 もエッチングされ、徐々に薄い部分のレジストマスク 1 2 の先端から消滅していく。この現象を利用することで、テーパ形状を有するレジストマスク 1 2 によりウエル 2 の壁面をダイアフラム 3 側へ小さくなるテーパ形状とすることがエッチング加工によって可能となる

40

50

【 0 0 4 4 】

このような方法によって、例えば深さ；400 μm、最大外径；500 μm、最小外径；300 μmのテーパ形状を有する逆台形状のウエル2を形成することができる。

【 0 0 4 5 】

そして、最後に、図9に示すようにレジストマスク12を除去する。

【 0 0 4 6 】

ここで、細胞電気生理センサの外形をエッチングによって同時に切り出すことができる。この外形の切り出しは基板表面1a側から行う、あるいは基板表面1aおよび基板裏面1b側の両方から行うことも可能であり、寸法形状によって適宜選択することによって、細胞電気生理センサの外形の切り出しをエッチングによって同時に行うことができる。

10

【 0 0 4 7 】

このような構成とすることによって、ウエハー状の1枚の基板1からウエル2の壁面がテーパ状である細胞電気生理センサを複数、一括して大量に作製することが可能となり、またレジストマスク12の設計により、センサ形状に容易に自由度をもたせられることから細胞電気生理センサの大きさを極力小さくすることで、1枚の基板1からより多くの細胞電気生理センサを作製することが可能となるとともに、ダイシングを用いることなく細胞電気生理センサの外形をエッチング加工によって形成することが可能となることから、工程の削減およびチップング不良による歩留まりの低減を抑制する効果も得られる。

【 0 0 4 8 】

なお、ここでは基板1としてシリコンウエハーを用いたが、中間層に酸化シリコン層を有するシリコンウエハー(SOIウエハー)を用いてよい。SOIウエハー基板を用いた際には、酸化シリコン層がウエル2を形成するときのエッチングトップ層となることから、より高精度で且つ生産性に優れた細胞電気生理センサを実現することが可能となる。このとき、貫通孔4は他方のシリコン層と酸化シリコン層に形成することになる。

20

【 0 0 4 9 】

次に、別の製造方法について図面を用いて説明する。

【 0 0 5 0 】

図10～図11は別の細胞電気生理センサの製造方法を説明するための断面図である。

【 0 0 5 1 】

まず、図10に示すように、レジストマスク12をウエル2の中央部から同心縞状に、且つレジストマスク12の開口幅がウエル2の中央部から端部にむけて段階的に狭くなるように形成する。なお、図10においてエッチング後に形成される形状を破線で示した。例えば、中心部の開口幅を5 μmとし、端部の開口幅を1 μmとし、50ステップで徐々に開口幅を中心から端部に向かって小さくなるようにレジストマスク12を加工する。

30

【 0 0 5 2 】

その後、図11に示すようにエッチングを促進するガスとエッチングを抑制するガスを用いたドライエッチングを行うとき、レジストマスク12の開口幅の微小化に伴い、垂直方向へのエッチング速度が低下する傾向を利用して、開口幅の大きな箇所では時間あたりのエッチングレートは大きくなり、開口幅の小さな箇所ではエッチングレートが小さくなることを利用して段階的にエッチングレートを制御することによって、ウエル2の壁面がダイアフラム3側へ小さくなる階段状のテーパ形状を形成することが可能である。

40

【 0 0 5 3 】

そして、エッチングを促進するガスとエッチングを抑制するガスを用いたドライエッチングにおいて、保護膜の形成速度がシリコンのエッチング速度と比較して小さい場合には、エッチングの進行方向に向かって大きくなる逆テーパ形状を形成することが可能である。この現象を利用することにより、レジストマスク12を同心縞状に、且つ開口幅がウエル中央部から段階的に狭くなるように形成することで、ウエル2の壁面をダイアフラム3側へ小さくなるテーパ状とすることが可能となる。これは、例えばレジストマスク12の開口幅を5 μmとしたとき、底面におけるエッチング幅を5.5 μm程度の逆テーパ

50

ー形状となるようにドライエッチングすることが好ましい。

【0054】

なお、これらの方法によりウエル2の壁面をテーパ状としたときには、ウエル2の内壁表面の粗度が高くなる場合があり、この際にはウエル2内に気泡がトラップされやすい部位が存在することになる。このような場合には、図12に示すように、基板表面1aからプラズマを用いたエッチングにより、ウエル2の内壁表面を平滑にすることが可能である。このとき、エッチングガスとして例えばアルゴンを用いると、アルゴンプラズマがウエル2の端部および貫通孔4の端部に集中する効果があり、それぞれの端部の形状を丸め形状とするといった効果も得られる。

【0055】

また、細胞電気生理センサをエッチング水溶液中に入れて所定の時間エッチングを行うことによっても、ウエル2の内壁表面を平滑にすることが可能である。これにより、貫通孔4の内壁表面も同時に平滑化され、被験体細胞5と細胞外液6aを貫通孔4へ容易に引き込めるといった効果も得られる。

【産業上の利用可能性】

【0056】

本発明の細胞電気生理センサの製造方法は、ウエルの壁面がテーパ状でありながら、センサ形状に自由度をもたせることを可能とし、チップングレス、基板材料の効率的利用の効果が得られる製造方法として有用である。

【図面の簡単な説明】

【0057】

【図1】本発明の実施の形態1における細胞電気生理センサの斜視図

【図2】同断面図

【図3】同動作を説明するための要部拡大断面図

【図4】同製造方法を示すための断面図

【図5】同断面図

【図6】同断面図

【図7】同断面図

【図8】同断面図

【図9】同断面図

【図10】別の製造方法を説明するための断面図

【図11】同断面図

【図12】別の製造方法を説明するための断面図

【図13】従来の細胞電位測定デバイスの断面図

【符号の説明】

【0058】

1 基板

1 a 基板の表面

1 b 基板の裏面

2 ウエル

3 ダイアフラム

4 貫通孔

5 被験体細胞

6 a 細胞外液

6 b 細胞内液

7 電極

8 電極

1 1 レジストマスク

1 2 レジストマスク

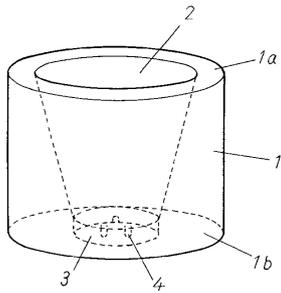
10

20

30

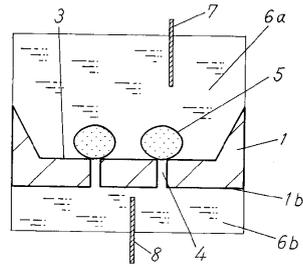
40

【図1】

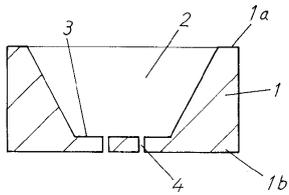


- 1 基板
- 1a 基板の表面
- 1b 基板の裏面
- 2 ウェル
- 3 タイアフレーム
- 4 貫通孔

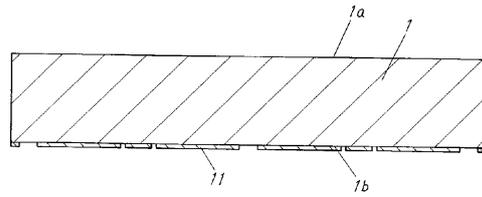
【図3】



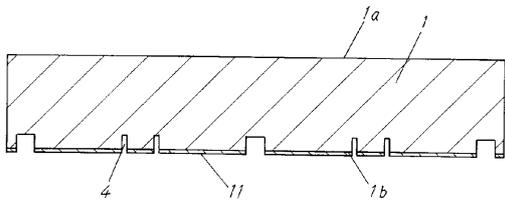
【図2】



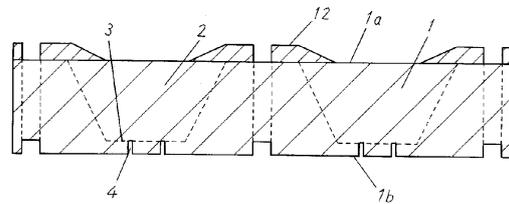
【図4】



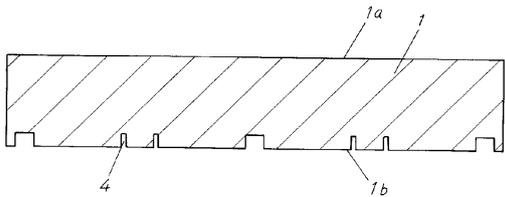
【図5】



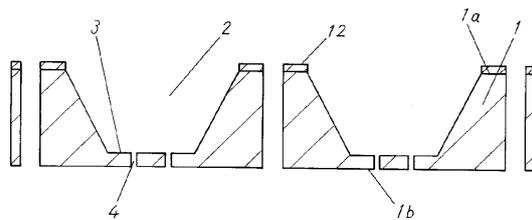
【図7】



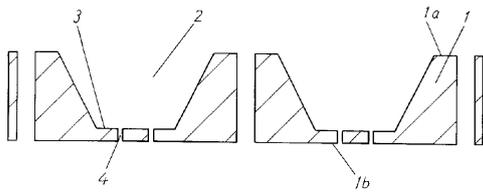
【図6】



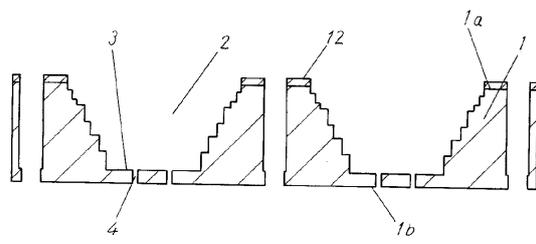
【図8】



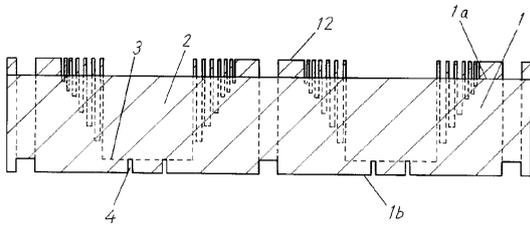
【図 9】



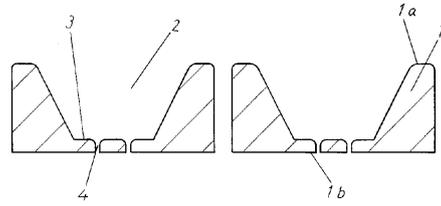
【図 11】



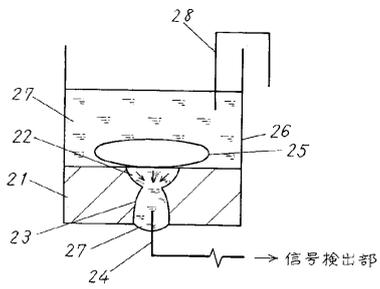
【図 10】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

- (72)発明者 中谷 将也
大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニックエレクトロニックデバイス株式会社内
- (72)発明者 牛尾 浩司
大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニックエレクトロニックデバイス株式会社内
- (72)発明者 大島 章義
大阪府門真市大字門真1006番地 パナソニックエレクトロニックデバイス株式会社内

審査官 大竹 秀紀

- (56)参考文献 特開2005-265758(JP,A)
特開2004-012215(JP,A)
特開2004-069309(JP,A)
特開2004-271331(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|--------|
| G01N | 27/28 |
| G01N | 27/416 |