

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4412970号
(P4412970)

(45) 発行日 平成22年2月10日 (2010. 2. 10)

(24) 登録日 平成21年11月27日 (2009. 11. 27)

(51) Int. Cl.	F 1		
A 6 1 F 9/08 (2006. 01)	A 6 1 F 9/08		
A 6 1 F 9/007 (2006. 01)	A 6 1 F 9/00	5 9 0	
A 6 1 N 1/05 (2006. 01)	A 6 1 N 1/05		

請求項の数 1 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-367675 (P2003-367675)	(73) 特許権者	000135184 株式会社ニデック
(22) 出願日	平成15年10月28日 (2003. 10. 28)		愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4
(65) 公開番号	特開2004-195206 (P2004-195206A)	(72) 発明者	徳田 崇
(43) 公開日	平成16年7月15日 (2004. 7. 15)		京都府京都市中京区西洞院通錦小路下る蟻
審査請求日	平成18年8月12日 (2006. 8. 12)		螂山町 4 6 4 - 1
(31) 優先権主張番号	特願2002-349582 (P2002-349582)	(72) 発明者	太田 淳
(32) 優先日	平成14年12月2日 (2002. 12. 2)		奈良県奈良市中登美ヶ丘 4 - 1
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	香川 景一郎
			奈良県生駒市高山町 8 9 1 6 - 5
	(出願人による申告) 国等の委託研究の成果に係る特許出願 (平成 1 5 年度独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構「身体機能代替・修復システムの開発人工視覚システム」委託研究、産業活力再生特別措置法第 3 0 条の適用を受けるもの)	(72) 発明者	八木 透
			愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株式会社ニデック拾石工場内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体組織刺激電極の製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

基板上に所定の配線回路を形成する第 1 ステップと、該第 1 ステップにより形成された配線回路に導電性を有する Au 系の貴金属材料にて突起部を形成する第 2 ステップと、該第 2 ステップにより形成された前記突起部付基板に対し少なくとも前記突起部が形成された前記配線回路を生体適合性の良い絶縁膜にて被膜する第 3 ステップと、該第 3 ステップにより被膜された前記基板に対し前記突起部が形成されている面を厚み方向に対して所定量除去することにより前記突起部の先端を露出させ露出電極を形成する第 4 ステップと、該第 4 ステップにより形成された前記露出電極上にさらに導電性を有する Pt 系の貴金属材料にて突起部を形成する第 5 ステップと、を有することを特徴とする生体組織刺激電極の製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織に電気刺激を与えるための電極を製造する方法及び該方法により得られる生体組織刺激用電極に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、失明治療技術の一つとして、電極等を有する眼内埋植装置（体内装置）を眼内に設置し、生体組織（ここでは網膜を構成する細胞）を複数の電極にて電気刺激して視覚の

再生を試みる視覚再生補助装置の研究がされている。このように生体に対して電気刺激を与えるために患者眼の眼内に体内装置を設置（埋植）する場合、生体内の長期埋植に対応するために生体適合性の高い絶縁膜で体内装置全体を包埋しておくことが重要である。しかしながら網膜を構成する細胞に対しては体内装置の電極にて電気刺激を与える必要があるため、この電極部分に関しては露出させなくてはならない。

【 0 0 0 3 】

複数の電極を用いて生体組織に多点刺激を行うための電極としては、神経細胞の多点同時刺激・計測を行う一体化複合電極が近似する技術として挙げられる。この多点同時刺激・計測を行う一体化複合電極は、基板上にリード線を形成しておき、この基板に絶縁性の感光性樹脂を塗布した後、フォトリソグラフィ手法により電極が露出するように孔を開け、この孔に金等の導電性金属材料を蒸着させることにより露出電極を形成するようにしたものがある（例えば、特許文献1参照）。

10

【特許文献1】特開平6 - 296595号公報（第4頁～第5頁、第3図等）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

視覚再生補助装置に用いられる眼内埋植装置においては、眼内に埋植される基板の完全包埋と生体組織刺激用の露出電極とを同時に実現することが必要である。しかしながら、特許文献1に開示されるように一旦基板を完全に包埋した後、樹脂に孔を開け蒸着による露出電極を形成する方法では、金属電極による稠密性による絶縁信頼性の低下の問題があり、体内への長期埋植には向かない。また、包埋樹脂に孔を開け、ここに電極を形成させるため、電極の形成が不十分である場合、露出電極面が包埋樹脂表面より低くなる可能性がある。この場合生体組織への接触性が低下する場合ある、といった問題があった。

20

上記従来技術の問題点に鑑み、電極と生体組織との接触性や長期埋植に好適な生体組織刺激用電極の製造方法及び該方法を用いた生体組織刺激用電極を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

（1）基板上に所定の配線回路を形成する第1ステップと、該第1ステップにより形成された配線回路上に導電性を有するAu系の貴金属材料にて突起部を形成する第2ステップと、該第2ステップにより形成された前記突起部付基板に対し少なくとも前記突起部が形成された前記配線回路を生体適合性の良い絶縁膜にて被膜する第3ステップと、該第3ステップにより被膜された前記基板に対し前記突起部が形成されている面を厚み方向に対して所定量除去することにより前記突起部の先端を露出させ露出電極を形成する第4ステップと、該第4ステップにより形成された前記露出電極上にさらに導電性を有するPt系の貴金属材料にて突起部を形成する第5ステップと、を有することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【 0 0 0 6 】

本発明によれば、生体組織との接触性や長期埋植に好適な生体刺激用電極を得ることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 7 】

本発明の実施の形態を図面を基に説明する。本実施の形態で用いる生体組織刺激用電極は網膜を構成する細胞に対して電気刺激を行うための電極である。図1は本実施の形態で製造する生体組織刺激用の電極を製造する手順を示したフローチャート、図2は基板上にリード線を形成した状態を示す図であり、図3はリード線形成後に基板上に電極を形成するための様子を示した断面図である。

【 0 0 0 8 】

50

1は基板である。基板1は絶縁性材料を用いればよく、好ましくは絶縁性に加えて生体適合性の良い材料を用いればよい。また、本発明にて製造される電極は生体組織刺激に使用するため、基板は電極の設置面に沿って曲がるような柔らかい材料を用いることが好ましい。具体的には例えばシリコンやポリイミド等を挙げることができる。なお、本実施の形態ではポリイミドを使用するものとしている。また、シリコン等の半導体材料を基板材料として用いる場合には、シリコンを酸化処理して絶縁性を持たせるか、少なくともシリコン基板の配線回路形成面側に絶縁性を有する被膜を形成しておき、この被膜上に配線回路を形成すればよい。

【0009】

2は基板1上に形成された配線回路(リード線)である。配線回路2に使用される材料としては例えばCr、Cu、Au、Al、Pt等の配線回路に一般的に用いられる材料が使用される。配線回路2の厚みは約 $1.0\mu\text{m}$ ~ $100\mu\text{m}$ 程度であり、これらの材料を基板1上に蒸着、スパッタ等で積層し、フォトリジストを用いてエッチングにより所望の配線パターン(配線回路)を形成する。また、配線回路2を構成する各リード線末端2aは、 $50\mu\text{m}$ ~ $100\mu\text{m}$ 程度の円形状となっており、ここに電極を形成するようになっている。なお、本実施の形態では 5×5 の計25個の電極を形成するための配線回路2としているが、これに限るものではなく、必要に応じた電極数に対応する配線回路を形成すればよい。なお、金属突起形成のための電極パッドを形成した集積回路チップを基板として用いることも可能である。この場合、配線回路2の働きをシリコン基板上の集積回路によって実現するのみならず、検出や増幅、信号処理といった各種の電気的・光学的処理機能を実現することが可能である。

【0010】

基板1上に所望する配線回路2の形成後、図3(a)に示すように、配線回路2の各リード線末端2a上に導電性材料からなる突起部3を形成する。突起部3の形成に用いられる導電性材料には、Au、Pt等の生体適合性が良い金属材料を用いることができる。本実施形態では突起部3としてAuのスタッドバンプを形成する。このような突起部3はワイヤボンディング方法(ボールボンダを利用した工法)にて1個ずつ形成しても良いし、メッキにて形成するようにしても良い。なお、ワイヤボンディング方法にてバンプを形成させる場合、液相や気相から凝集した金属ではなく、圧延によって形成された空孔等の少ないバルク金属を用いることができるため、電極の高品質化が期待できる。

【0011】

また、このような突起部3の高さは、好ましくは $10\mu\text{m}$ ~ $500\mu\text{m}$ 程度、さらに好ましくは $50\mu\text{m}$ ~ $300\mu\text{m}$ となるようにする。突起部3はその後研磨によって所定量削られるため、高さが $10\mu\text{m}$ に満たないと研磨が困難となる。また、突起部3の高さが $500\mu\text{m}$ を超えても差し支えないが、突起部3の形成作業、絶縁材料による基板1の被覆作業やその後の研磨等に時間がかかることとなるため好ましくない。

【0012】

配線回路2の各リード線末端2a上に突起部3を形成後、図3(b)に示すように、基板1全体を生体適合性が良く、絶縁性を有する材料にて包埋(被覆)し、被覆層4を形成する。基板1を包埋する絶縁材料としてはポリイミドや窒化シリコン等が挙げられる。本実施の形態ではポリイミドを用いて被覆層4を形成する。被覆方法は蒸着、スパッタ、塗布等の従来の手法を用いることができる。なお、本実施の形態では滴下塗布用ポリイミド前駆体を基板1に塗布し、乾燥、焼成を行うことにより、被覆層4を形成する。また、突起部3が形成された面を被覆する際には、突起部3の高さよりも十分高くなるように被覆層4を形成しておく。

【0013】

基板1が絶縁材料により包埋された後、基板1の突起部3形成面側を所定量研磨することにより被覆層4及び突起部3の一部を削り取る。削る量は所望する電極の高さが得られる程度に行えばよい。本実施形態では研磨により被覆層4及び突起部3の一部を削り取ることにしたが、これに限るものではなく、突起部3形成面側から被覆層4及び突起部3の

10

20

30

40

50

一部を削り取る（所定量除去する）ことができればよい。例えば、カンナ、レーザ光等を用いて切削することや、エッチング処理等にて被覆層4及び突起部3の一部を除去するようにしても良い。

【0014】

被覆層4及び突起部3の一部が削られることにより、図3(c)に示すように突起部3が被覆層4から露出される。研磨に用いる装置は既存の半導体ウエハ等を研磨し、平坦化させる平坦化装置（研磨装置）等を用いればよい。このように露出した突起部3の露出面を露出電極3aとして使用する。以上のような工程を行うことにより、絶縁性に優れ、生体内に長期埋植が可能な生体組織刺激用電極を作製することができる。また、被覆層4を研磨することにより突起部3を露出させて露出電極を形成するため、電極面が被覆層4よりも低くなることがない。

10

また、以上のような工程を経て、露出電極を作製することにより、被覆層4よりも露出電極面が低くなることなく、生体組織と電極との接触性が向上するが、図3(d)に示すように露出電極面にAu等の電極材料をメッキ法やスクリーン印刷法、ワイヤーボンディング法等により凸状の電極5を形成させることも可能である。このように露出電極面にさらに凸状の電極5を形成させることにより生体組織と電極との接触性がさらに向上することが期待できる。

【0015】

なお、以上の実施形態では、露出電極の材料にAu（金）を用いるものとしているが、これに限るものではなく、Pt（プラチナ）やPtIr（プラチナとイリジウムからなる複合金属）等のPt系貴金属を用いることもできる。このようなPt系貴金属からなる極細ワイヤーを半導体デバイスやLSIの配線に用いるスタッドバンプ形成装置に導入することにより、Auを用いたスタッドバンプに替え、Pt系貴金属を用いたスタッドバンプを基板1上に形成することができる。このようなPt系貴金属はAu系貴金属に比べ、耐蝕性や単位面積あたりの注入電荷量の点で優れている。

20

【0016】

また、Pt系貴金属はAu系貴金属に比べ硬いため、スタッドバンプ形成時に基板表面を破壊してしまう恐れがある場合、基板上に形成させる突起部に用いる導電性材料には、比較的柔らかく基板表面を破壊し難い材料を用い、形成した突起部の上にさらにPt系貴金属からなるバンプを形成するようにしてもよい。具体的には、基板1上にAu系貴金属材料にてスタッドバンプを形成し、その上にPt系貴金属からなるスタッドバンプを設けるようにすることもできる。このような形成方法を用いることにより、図3(d)に示す突起部3はAu（Au系貴金属）となり、電極5はPt系貴金属にて形成することとなる。その結果、基板表面を破壊する恐れなく、耐食性等に優れたPt系貴金属材料を電極として用いることができる。

30

【0017】

また、本実施の形態では配線回路2のリード線末端2aに突起部3を形成後、絶縁材料にて基板1を包埋するものとしているが、これに限るものではない。例えば、基板1上に配線回路2を形成後、一旦絶縁材料にて配線回路2を被覆後、リード線末端2a上の被覆部分に孔を開け、その後突起部3を形成するようにしてもよい。突起部3の形成後は上述したように基板1全体を絶縁材料にて包埋し、研磨することにより露出電極を作製する。このように2段階にて被覆層を設けることにより、さらに絶縁性が高まることが期待される。

40

【0018】

次に、上述した工程により得られた生体刺激用電極を用いる装置の一例として、人工的に視覚を再生するために眼内に埋植して用いる視覚再生補助装置について図4及び図5に基づいて以下に説明する。なお、図3に示した構成部品と同機能を有するものには同符号を付し、詳細な説明は省略する。

図4に示す視覚再生補助装置10は、大別して基板1上に取り付けられた電力取得部20と視覚再生部30から構成されている。なお視覚再生部30は電力取得部20と電線2

50

1を介して電氣的に接続されている。

基板1は透光性を有する生体適合性の良い材料を使用しており、前述したようにポリイミドを用いている。基板1は円板部分1aと長板部分1bとからなり、円板部分1aには電力取得部20が、長板部分1bの先端には視覚再生部30が取り付けられている。

【0019】

電力取得部20は、中心部に貫通孔が設けられ、中空となっているリング状の磁性体からなる磁芯20aと、磁芯20aの周囲に巻かれている2次コイル20bとからなっている。本実施形態の磁芯20aの中空部分には、水晶体の代わりとなる光学部材22(レンズ)が設置されており、眼前の所定距離だけ離れた位置にある物点の像を後述する視覚再生部30の受光面に結像させることができる。なお、体内装置20を眼内に設置した際に水晶体を取り除かない場合には、このレンズ22は設ける必要はない。

10

【0020】

一方、視覚再生部30は、電極5、フォトダイオード等からなる受光素子31、及び受光素子31からの受光信号を基に所定の処理を加え、電極5から視覚を再生するための刺激電流を発生させるための制御回路32等が設けられ、IC(Integration Circuit)の構成を有している。受光素子31は視覚再生補助装置10を眼内に設置(埋植)した際に、前眼部側に向く基板1上の面(眼内に入射する光束を受光できる面)に2次元アレイ状に多数設置されている。また、受光素子31の設置面と反対側の基板1の面(図4の紙面裏側)には、各受光素子31の各々に対応して電極5が2次元アレイ状に多数設置されている。

20

視覚再生補助装置10は、ポリイミド等の生体適合性の良い材料にて全体が被覆されており、装置への体液等による直接の接触を防ぐようになっている。また、電極5は前述した製造方法を用いることによって、被覆層を研磨した面から突き出た凸状の電極となっている。したがって、視覚再生補助装置10を患者眼の眼内に設置した際には、電極5の先端は網膜に直接接触できるようになっている。

【0021】

図5は視覚再生補助装置10を眼内に設置した状態を示す図である。図に示すように、電力取得部20は虹彩の裏側に設置される。このとき瞳孔にレンズ22が位置するようにして設置される。長板部分1bは網膜に沿って置かれ、その先端の視覚再生部30は、網膜の所定位置に接触した状態でタック33により固定される。この状態にて電極5は網膜と常に接触しており、双極細胞や網膜神経節細胞等の網膜を構成する細胞を電気刺激して視覚の再生を行うことができる。

30

なお、40は患者が掛けるバイザーであり、バイザー40には中空状の磁芯41と1次コイル42とが取り付けられている。1次コイル42は電源装置43からの電力を電磁誘導により2次コイル20bに伝送する。視覚再生補助装置10は2次コイル20bにより得られた電力を用いて装置を駆動させる電力とする。

【0022】

また、本実施の形態では網膜上に電極を設置するものとしているが、これに限るものではなく、網膜下(網膜と脈絡膜との間)に基板を差し込んで視細胞側から網膜を構成する細胞に電気刺激を与えるようにしても良い。このような場合には、電極の形成は前述した形成面と反対の面に行えば良い。

40

【0023】

以上の実施形態では、基板上に突起部を形成した後、ポリイミド等の絶縁性の材料(樹脂)を用いて突起部を完全に埋め(包埋し)、その後、樹脂を研磨することより露出電極を得るものとしているが、これに限るものではない。本発明における別の実施形態を以下に挙げる。

【0024】

図6は包埋する樹脂の厚さを突起部3の高さよりも薄くし、突起部3の先端を、包埋時または包埋後に露出させて電極とした場合を示した図である。図6(a)に示すように、リード線末端2a上にPt系貴金属からなる突起部3(スタッドバンプ)を形成した後、

50

突起部 3 の先端が露出するような厚さにて、ポリイミドからなる被覆層 4 を基板に形成させることにより、研磨等を行うことなしに被覆層 4 から露出した電極を形成することができる。被覆層 4 の形成は、前述したように滴下塗布用ポリイミド前駆体を基板 1 に塗布し、乾燥、焼成を行えばよい。また、図 6 (b) に示すように、基板 1 上に突起部 3 を形成した後、一旦突起部 3 の高さよりも薄い厚さにて基板 1 及び突起部 3 全体に被覆層 4 を形成させ、その後、突起部 3 の先端を覆っている樹脂を研磨、切削あるいは上方からのプレスによって取り除き露出電極を作成することもできる。突起部 3 の高さよりも薄い厚さにて基板 1 及び突起部 3 全体に被覆層 4 を形成させる方法としては、例えば滴下塗布用ポリイミド前駆体を基板 1 に塗布した後、硬化する前に窒素等の不活性ガスを塗布面に吹き付けることによって余分な樹脂を流し、その後硬化させる方法が挙げられる。

10

【 0 0 2 5 】

このように、包埋する樹脂の厚さを突起部の高さよりも薄くし、突起部の先端を包埋時または包埋後に露出させて電極作成するようにしても、電極と樹脂とが密接しているため、体内埋植時における基板への体液の浸潤等が抑制される。また、電極先端が被覆層より低くなりやすいため、生体組織との接触性がよい。

【 0 0 2 6 】

図 7 は液体の絶縁材料を用いるのではなく、樹脂フィルムを基板に圧着することにより被覆層を形成し、露出電極を得る方法を示した図である。図 7 (a) に示すように、基板 1 上に突起部 3 を形成した後、ポリイミド等の絶縁性を有するフィルム 1 0 0 にて突起部 3 を覆い、その上から圧着用治具 1 0 1 にてフィルム 1 0 0 を上方からプレスする。使用するフィルムの厚さは突起部 3 の高さよりも薄いものを使用する。圧着用治具 1 0 1 のプレスにより、突起部 3 の先端がフィルム 1 0 0 を貫通し、基板 1 上を包埋した樹脂 (フィルム 1 0 0) 上面に露出するとともに、フィルム 1 0 0 は基板 1 に強固に接着され被覆層として機能する。なお、フィルム 1 0 0 の圧着後、フィルム 1 0 0 を圧着用治具 1 0 1 から簡単に離れやすくしておくために、予め圧着用治具 1 0 0 のフィルム接触面に離型剤等を塗布しておく、あるいは圧着用治具 1 0 0 の表面をテフロンコーティングする等によって剥離を容易にすることができる。また、このようなフィルムを圧着させる技術としては、半導体チップ実装で用いられている N C F (non-conductive film) の圧着技術等を用いることができる。

20

【 0 0 2 7 】

また、図 7 (b) に示すように、圧着用治具 1 0 1 のフィルム 1 0 0 接触面側に凹部 1 0 1 a を形成しておき、フィルム 1 0 0 を介在させながら、この凹部 1 0 1 a に突起部 3 の先端を当てるようにしてフィルム 1 0 0 を基板 1 に圧着させることもできる。このようにフィルム 1 0 0 を基板 1 に圧着させることにより、突起部 3 の先端がフィルム 1 0 0 を貫通するとともに、その先端がフィルム 1 0 0 によって形成される被覆層から突出した凸状の露出電極を得ることができる。図 7 (a) 及び (b) に示したように、基板上に予め P t 系や A u 系の材料にてパンプ (突起部) を形成しておき、その後樹脂フィルムを基板に圧着させ、突起部先端をフィルムから貫通させて露出電極を得ることにより、前述同様に電極と樹脂とが密接し体内埋植時における基板への体液の浸潤等が抑制される。また、電極先端が被覆層より低くなりやすいため、生体組織との接触性がよい。なお、図 7 (c) に示すように、凹部 1 0 1 a が形成された圧着用治具 1 0 1 をフィルム 1 0 0 が介在しない状態で凹部 1 0 1 a と突起部 3 先端とを嵌合させておき、その隙間に液状樹脂 1 0 0 ' を流し込んで包埋し、その後樹脂 1 0 0 ' を硬化させることによって、露出電極を得ることもできる。

30

40

【 図面の簡単な説明 】**【 0 0 2 8 】**

【 図 1 】 電極作成の手順を示したフローチャートである。

【 図 2 】 基板上にリード線を形成した状態を示した図である。

【 図 3 】 基板上に電極を形成する様子を示した図である。

【 図 4 】 視覚再生補助装置の概略構成を示した図である。

50

【図5】眼内に視覚再生補助装置を埋植した状態を示した図である。

【図6】本発明における変容例を示した図である。

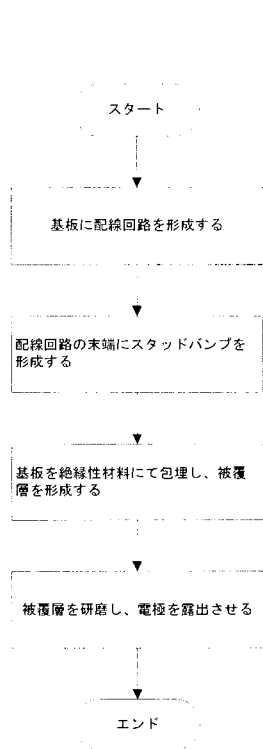
【図7】本発明における変容例を示した図である。

【符号の説明】

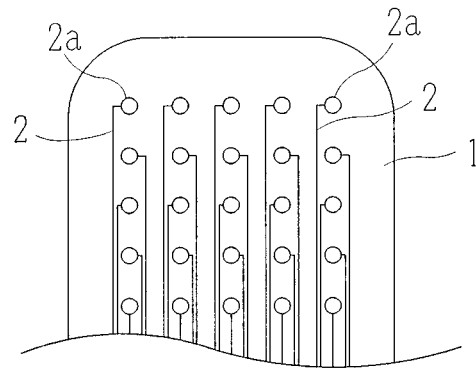
【0029】

- 1 基板
- 2 配線回路
- 2 a リード線末端
- 3 突起部
- 3 a 露出電極

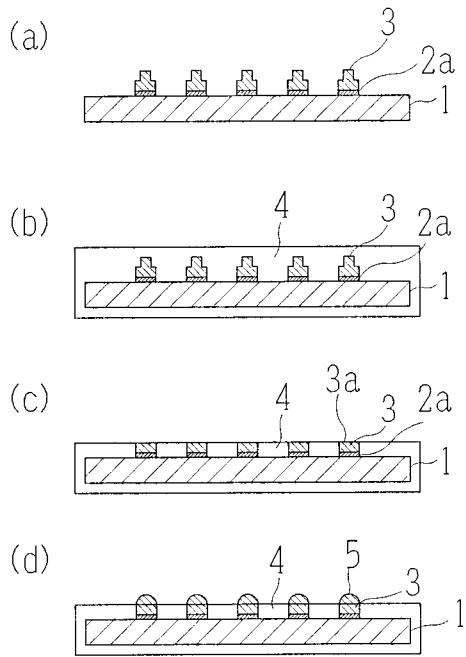
【図1】



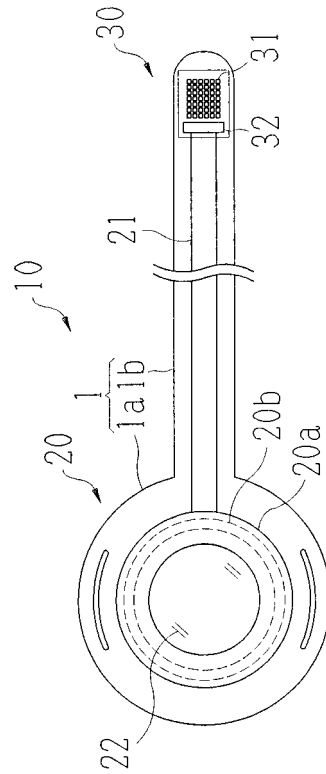
【図2】



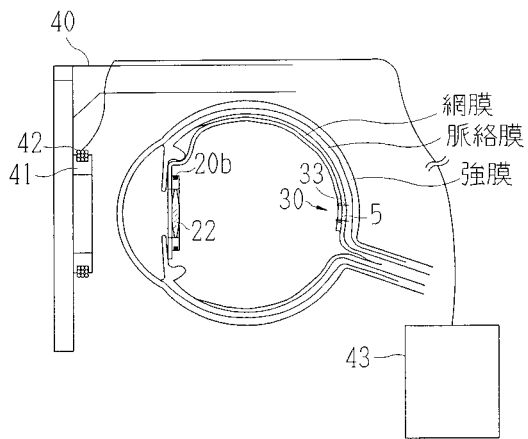
【図3】



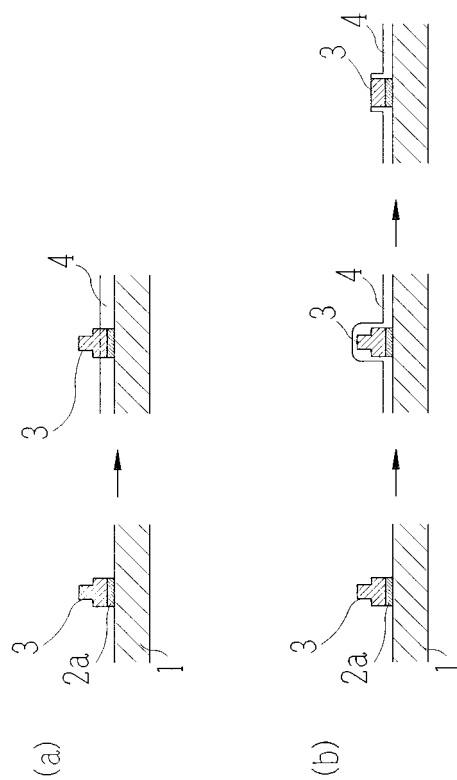
【図4】



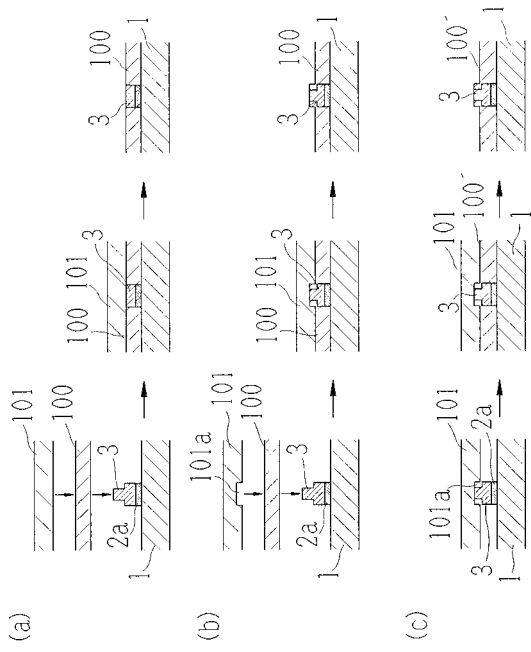
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 上原 昭宏

愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会社ニデック拾石工場内

審査官 内山 隆史

(56)参考文献 特開平06-296595(JP,A)

国際公開第02/089907(WO,A1)

特表2000-502922(JP,A)

特表2002-523726(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61F9/00-11/00

A61N1/05, A61B5/04