

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-254902

(P2009-254902A)

(43) 公開日 平成21年11月5日(2009.11.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 H	
A 6 1 B 5/0492 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 J	
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 E	
	A 6 1 B 5/04 3 0 0 Q	
	A 6 1 B 5/04 3 0 0 W	
審査請求 有 請求項の数 7 O L (全 14 頁)		

(21) 出願番号	特願2009-185963 (P2009-185963)	(71) 出願人	801000049
(22) 出願日	平成21年8月10日 (2009. 8. 10)		財団法人生産技術研究奨励会
(62) 分割の表示	特願2003-373155 (P2003-373155)		東京都目黒区駒場四丁目6番1号
	の分割	(74) 代理人	100075683
原出願日	平成15年10月31日 (2003.10.31)		弁理士 竹花 喜久男
(31) 優先権主張番号	特願2003-9981 (P2003-9981)	(72) 発明者	竹内 昌治
(32) 優先日	平成15年1月17日 (2003. 1. 17)		東京都渋谷区富ヶ谷2-21-1-816
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	鈴木 隆文
			東京都世田谷区代沢5-24-7

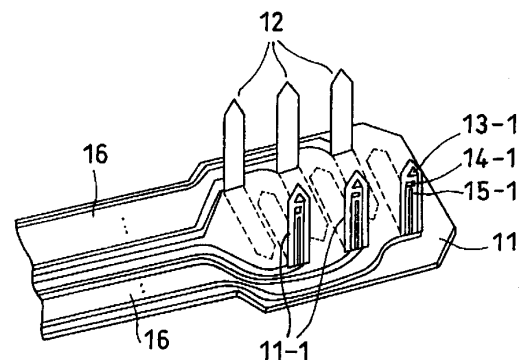
(54) 【発明の名称】 フレキシブル神経プローブおよびその製造方法

(57) 【要約】

【課題】 フレキシブルな基板を備え、3次元的な神経組織の計測を可能とする多チャンネル型フレキシブル神経プローブおよびその製法を提供すること。

【解決手段】 本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プローブは、フレキシブルな絶縁基板11に挟持された複数本のプローブ電極12と、これらの電極12にそれぞれ接続され、同じくフレキシブルな絶縁基板11-1に挟持された電氣的配線16とを備え、前記複数本のプローブ電極12は、それぞれ、ほぼ平行に配置された複数のプローブ導体13~15により構成され、これらの各プローブ導体13~15には、前記プローブ電極の異なる高さ位置において記録パッド13-1、14-1、15-1が設けられている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

一対のフレキシブルな絶縁基板間に挟持されたプローブ電極と、このプローブ電極を内部に含み、このプローブ電極に沿って流体を供給するように前記一対のフレキシブルな絶縁基板間に形成された流路と、を備えたことを特徴とするフレキシブル神経プローブ。

【請求項 2】

前記フレキシブルな絶縁基板は、バリレン樹脂により構成されていることを特徴とする請求項 1 記載のフレキシブル神経プローブ。

【請求項 3】

前記流路は、前記プローブ電極の先端より延長して形成されていることを特徴とする請求項 2 記載のフレキシブル神経プローブ。

【請求項 4】

前記流路内には、常温で固体化されるポリエチレングリコールが充填されていることを特徴とする請求項 3 記載のフレキシブル神経プローブ。

【請求項 5】

半導体基板の表面に第 1 のバリレン樹脂層を形成する工程と、この第 1 のバリレン樹脂層の表面に金属層を形成する工程と、この金属層をパターニングして、プローブ電極を形成する工程と、この工程により形成されたプローブ電極の表面を含む前記第 1 のバリレン樹脂層の表面に、フォトレジスト層を形成する工程と、このフォトレジスト層の表面を含む前記第 1 のバリレン樹脂層の表面に、第 2 のバリレン樹脂層絶縁層を形成する工程と、前記第 1 および第 2 のバリレン樹脂層をプラズマエッチングにより、所定の形状にパターニングする工程と、前記フォトレジスト層をエッチングすることにより、前記第 1 および第 2 のバリレン樹脂層間に流路を形成する工程と、を備えたことを特徴とするフレキシブル神経プローブの製造方法。

【請求項 6】

半導体基板の表面には熱酸化膜が形成されていることを特徴とする請求項 5 記載のフレキシブル神経プローブの製造方法。

【請求項 7】

前記流路内に、過熱して液化されたポリエチレングリコールを充填供給し、常温に冷却して固体化する工程をさらに備えたことを特徴とする請求項 6 記載のフレキシブル神経プローブの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は生体内の神経系を流れる微弱電気信号の計測や神経系への微弱電気信号入力を行うプローブに関し、特にフレキシブルな基板を用いた多チャンネルのプローブに関するものである。

【背景技術】

【0002】

脳や神経束のような柔軟な生体組織に電極針を挿入し、神経系の情報の計測や神経系への情報入力を行うプローブは、米国ユタ大学の R. A. Norman により発表されている（非特許文献 1 参照）。この神経電極はシリコン基板上に多数のシリコン製の電極針が一体に植設されたもので、外観が剣山に類似しているため、ユタ剣山型電極として知られている。また、米国ミシガン大学の K.D.Wise によっても、シリコン基板に基板とは別に設けられた多数のプローブを組み合わせた剣山電極が発表されている（非特許文献 2 参照）。

【0003】

また、複数のフレキシブルな電極針を有するプローブも公表されている（非特許文献 3 参照）。

【先行技術文献】

【非特許文献】

10

20

30

40

50

【0004】

【非特許文献1】IEEE トランザクションズ オン バイオメディカル エンジニアリング 第38巻、第8号 1991年 (第758-768頁、第7図)

【非特許文献2】IEEE トランザクションズ オン バイオメディカル エンジニアリング 第41巻、第12号 1994年 (第1136-1146頁、第2図)

【非特許文献3】IEEE プロシーディング オブ ザ 14ス インターナショナル コンファレンス オン マイクロ エレクトロ メカニカル システムズ (Proceeding of the 14th IEEE International Conference on Micro Mechanical Systems) 予稿 (第216-219頁、第4図)

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、これらのプローブはシリコン等の固い材料で構成された基板に同じくシリコン等の固い材料で構成された電極針が植設されているため、脳や神経束などの柔軟な生体組織に電極針を刺入し埋め込んだ場合、生体部位の形状に整合できずまたその動きに追従できないため、電極針の計測点と対象神経組織との位置合わせが困難であるばかりでなく、生体組織を損傷し、あるいは長期にわたり安定な計測や刺激ができないという問題があった。

【0006】

20

また、フレキシブルな電極を有するプローブは、3次元的な計測ができないという問題があった。

【0007】

さらにまた、従来のプローブには、電極針先端部に複数個の計測点を配置して神経組織内の三次元的な計測や刺激を可能とするものも知られているが、その製造方法が煩雑であり、工業的な生産に適していなかった。

【0008】

したがって本発明は、上記従来の神経電極の問題点を改良し、フレキシブルな基板を備え、3次元的な神経組織の計測を可能とするとともに、その製造が容易な多チャンネル型フレキシブル神経プローブ及びその製造方法を提供することを目的とするものである。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

また、本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プローブは、一対のフレキシブルな絶縁基板間に挟持されたプローブ電極と、このプローブ電極を内部に含み、このプローブ電極に沿って流体を供給するように前記一対のフレキシブルな絶縁基板間に形成された流路と、を備えたことを特徴とするものである。

【0010】

さらに、本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プローブにおいては、前記フレキシブルな絶縁基板は、パリレン樹脂により構成されていることを特徴とするものである。

【0011】

40

さらに、本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プローブにおいては、前記流路は、前記プローブ電極の先端より延長して形成されていることを特徴とするものである。

【0012】

さらに、本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プローブにおいては、前記流路内には、常温で固体化されるポリエチレングリコールが充填されていることを特徴とするものである。

【0013】

また、本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プローブの製造方法は、半導体基板の表面に第1のパリレン樹脂層を形成する工程と、この第1のパリレン樹脂層の表面に金属層を形成する工程と、この金属層をパターニングして、プローブ電極を形成する工程と、

50

この工程により形成されたプローブ電極の表面を含む前記第1のポリレン樹脂層の表面に、フォトレジスト層を形成する工程と、このフォトレジスト層をの表面を含む前記第1のポリレン樹脂層の表面に、第2のポリレン樹脂層絶縁層を形成する工程と、前記第1および第2のポリレン樹脂層をプラズマエッチングにより、所定の形状にパターニングする工程と、前記フォトレジスト層をエッチングすることにより、前記第1および第2のポリレン樹脂層間に流路を形成する工程と、を備えたことを特徴とするものである。

【0014】

さらに、本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プローブの製造方法においては、前記半導体基板の表面には熱酸化膜が形成されていることを特徴とするものである。

【0015】

さらに、本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プローブの製造方法においては、前記流路内に、過熱して液化されたポリエチレングリコールを充填供給し、常温に冷却して固体化する工程をさらに備えたことを特徴とするものである。

【0016】

また、本発明のフレキシブル神経プローブは、一対のフレキシブルな絶縁基板間に挟持されたプローブ電極と、このプローブ電極を内部に含み、このプローブ電極に沿って流体を供給するように前記一対のフレキシブルな絶縁基板間に形成された流路と、を備えたことを特徴とするものである。

【0017】

さらに、本発明のフレキシブル神経プローブにおいては、前記フレキシブルな絶縁基板は、ポリレン樹脂により構成されていることを特徴とするものである。

【0018】

さらに、本発明のフレキシブル神経プローブにおいては、前記流路は、前記プローブ電極の先端より延長して形成されていることを特徴とするものである。

【0019】

さらに、本発明のフレキシブル神経プローブにおいては、前記流路内には、常温で固体化されるポリエチレングリコールが充填されていることを特徴とするものである。

【0020】

また、本発明のフレキシブル神経プローブの製造方法は、半導体基板の表面に第1のポリレン樹脂層を形成する工程と、この第1のポリレン樹脂層の表面に金属層を形成する工程と、この金属層をパターニングして、プローブ電極を形成する工程と、この工程により形成されたプローブ電極の表面を含む前記第1のポリレン樹脂層の表面に、フォトレジスト層を形成する工程と、このフォトレジスト層をの表面を含む前記第1のポリレン樹脂層の表面に、第2のポリレン樹脂層絶縁層を形成する工程と、前記第1および第2のポリレン樹脂層をプラズマエッチングにより、所定の形状にパターニングする工程と、前記フォトレジスト層をエッチングすることにより、前記第1および第2のポリレン樹脂層間に流路を形成する工程と、を備えたことを特徴とするものである。

【0021】

さらに、本発明のフレキシブル神経プローブの製造方法においては、半導体基板の表面には熱酸化膜が形成されていることを特徴とするものである。

【0022】

さらに、本発明のフレキシブル神経プローブの製造方法においては、前記流路内に、過熱して液化されたポリエチレングリコールを充填供給し、常温に冷却して固体化する工程をさらに備えたことを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、フレキシブルな基板を備え、3次元的な神経組織の計測を可能とする製造容易な多チャンネル型フレキシブル神経プローブを提供することができる。

【0024】

また、本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プローブの製造方法によれば、半導体

10

20

30

40

50

基板を用い、半導体製造技術により製造できるため、微細構造のプロープを複雑な手作業を要することなく製造することができる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】本発明の親出願における多チャンネル型フレキシブル神経プロープの要部構造を示す斜視図である。

【図2】図2は図1の一部を拡大して示す平面図である。

【図3】図1に示す多チャンネル型フレキシブル神経プロープの製造方法を示す工程図である。

【図4】図1に示す多チャンネル型フレキシブル神経プロープの製造方法を示す工程図である。

10

【図5】図1に示す多チャンネル型フレキシブル神経プロープの製造方法を示す工程図であり、どうず(h)は、磁界Hの強さを変化させたときのプロープ電極の曲げ角度の変化を測定した結果を示すグラフである。

【図6】製造された多チャンネル型フレキシブル神経プロープの全体の構成を示す斜視図である。

【図7】図1に示す多チャンネル型フレキシブル神経プロープの他の製造方法を示す工程図である。

【図8】本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プロープの実施形態の要部を示す斜視図である。

20

【図9】図8に示すアクチュエータの構成を示す図で、(A)は平面図、(B)および(C)は側面図である。

【図10】本発明のさらに他の実施形態を示す図で、流路付のフレキシブルプロープの構成を示す概略斜視図である。

【図11】図10に示す流路付のフレキシブルプロープの使用方を説明するための、プロープ先端部の断面図である。

【図12】図10に示す流路付のフレキシブルプロープの製造方法を示す工程図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プロープの実施形態の説明に先立って、本願の親出願に記載された多チャンネル型フレキシブル神経プロープについて、図1乃至図7を参照して説明する。

30

【0027】

図1は本発明の多チャンネル型フレキシブル神経プロープの要部構造を示す斜視図であり、図2はその一部を拡大して示す平面図である。図1に示すように、带状のフレキシブルな絶縁基板11の端部に基板面に垂直な方向に複数本たとえば6本の板状のプロープ電極12が形成されている。フレキシブルな絶縁基板11は例えば厚さが10ミクロン程度のポリイミド薄膜により構成されている。板状のプロープ電極12は図2に示されるように、先端が尖った細長い板状のフレキシブルな絶縁基板11-1内に、その長手方向に沿って3本の配線導体13、14、15がほぼ平行に配置されている。ここで、フレキシブルな絶縁基板11-1は、絶縁基板11の一部を切離することにより形成している。そして、3本のプロープ導体13、14、15は、板状のプロープ電極12の長手方向に沿って平行に配置され、それらの先端が異なる位置において終端している。そして、それぞれの先端部には生体中の神経情報を授受するための記録パッド13-1、14-1、15-1が形成されている。これらの記録パッド13-1、14-1、15-1は、絶縁基板11-1を構成するポリイミド薄膜に形成された微小なスルーホールであり、これらのスルーホールを介して3本のプロープ導体13、14、15の一部が露出されている。また、3本のプロープ導体13、14、15にはそれぞれ電氣的配線16が接続され、これらの配線16は带状のフレキシブルな絶縁基板11上において前記プロープ12が形成されている端部と反対側の端部に向かって延長されている。

40

50

【0028】

このように本発明に係る多チャンネル型フレキシブル神経プローブは、フレキシブルな絶縁基板11上に複数本のプローブ12が垂直方向に形成されるとともに、各プローブ12はその長手方向において異なる高さの位置に複数の信号検出・記録用の記録パッド13-1、14-1、15-1が形成されている。このため、この多チャンネル型フレキシブル神経プローブを生体の測定部位に刺し込むことにより、プローブ電極12が設けられている基板11全体を生体の表面形状に沿って密着させることができるとともに、生体の動きに応じてプローブ電極12を変形させることができるため、プローブの位置を常に測定しようとする神経組織の位置に合致させることができる。また、このような多チャンネル型フレキシブル神経プローブによれば、生体の2次元的な神経情報の測定ができるほか、生体の異なる位置および深さにおける神経情報の測定が可能であり、いわゆる3次元の神経情報の測定が可能となる。

10

【0029】

図3乃至図5は上記多チャンネル型フレキシブル神経プローブの製造方法を示す工程図である。まず、図3(a)に示すように、半導体基板であるSi基板21を用意する。このSi基板21は厚さが約200~250 μ mの全体として長方形の基板を用いるが、図3乃至図5では長さ方向の一端部のみを示している。このSi基板21の表面に、厚さ約3 μ mの磁性材料であるNi層22が電着により先端が尖った細長い電極針の形状にパターンニング形成される。次に、図3(b)に示すように、Si基板21の表面全面に、ポリイミド樹脂がスピンコーティングにより塗布される。塗布されたポリイミド樹脂が乾燥し、厚さ約10 μ mの第1層ポリイミド樹脂層23が形成される。このポリイミド樹脂層23の表面全面にチタン(Ti)およびアルミ(Al)が真空蒸着により順次積層され、金属層24が形成される。これらの金属層24はウェットエッチングによりパターンニングされ、6本のプローブ電極12およびこれらに接続される電氣的配線16が形成される。ここで、6本のプローブ電極12のそれぞれは、図2に示したように、3本のプローブ導体13、14、15により構成されている。このようにして形成された6本のプローブ電極12およびこれらに接続される電氣的配線16の表面を含むSi基板21の表面全面には、図3(c)に示すように、第2層ポリイミド樹脂層23'が、同じく約10 μ mの厚さに再びスピンコーティングにより塗布形成される。

20

【0030】

次いで図4(d)に示すように、酸素(O₂)プラズマエッチングにより、第1層および第2層ポリイミド樹脂層23、23'が所定の形状にパターンニングされる。すなわち、6本のプローブ電極12およびこれらに接続される電氣的配線16が形成される部分以外の第1層および第2層ポリイミド樹脂層23、23'が除去されるとともに、6本のプローブ電極12の周囲のポリイミド樹脂層23、23'に、根元の部分を除いて切込みが形成される。また、同じく酸素プラズマにより、6本のプローブ電極12のそれぞれを構成する3本のパッド導体13、14、15の先端部にスルーホール25が形成される。これらのスルーホール25は、図2に示した各記録パッド13-1、14-1、15-1に相当する位置のポリイミド樹脂23'に形成される。これらのスルーホール25は、生体中にプローブ電極12が刺し込まれたときに、生体内の神経系に各プローブ導体13、14、15が接触するために形成されている。

30

40

【0031】

この酸素プラズマエッチングプロセスにおいては、図示しないが、金属層24を覆う第2層ポリイミド樹脂23'の表面に配置されたアルミ層がマスクとして用いられる。すなわち、このマスクは第2層ポリイミド樹脂23'の表面全面に真空蒸着されたアルミ層をフォトリソグラフィによってパターンニングすることによって形成される。このマスクパターンは、第1層および第2層ポリイミド樹脂層23、23'を除去する部分に窓を形成したもので、この窓を介して酸素プラズマが照射されエッチングが行われる。このアルミ層はH₃PO₄、HNO₃、CH₃COOHおよびH₂Oを10:1:1:2の割合で含むエッチング液により除去される。このエッチング液はチタン層を損傷しないため、このエ

50

ッティングによりプローブ導体 13、14、15 およびこれらに接続される電氣的配線 16 を構成する金属層 24 を構成するアルミ層が除去されることはない。

【0032】

次に、図 4 (e) に示すように、ディープ・リアクティブ・イオン・エッチング (DRIE) によりポリイミド樹脂 23 により被覆されていない両側部分を含む全ての Si 基板 21 が除去される。DRIE は Si 基板 21 の裏面から約 $20\text{ }\mu\text{m}$ の厚さでエッチングし、その後表面側からエッチングする。次いで Si 基板 21 は図 4 (f) に示すように、その裏側から XeF_2 ガスを用いた等方性エッチングにより除去される。この結果、プローブ電極 12 およびこれらに接続される電氣的配線 16 がポリイミド樹脂 23、23' によりサンドイッチされた平面構造のプローブが形成される。すなわち、ポリイミド樹脂 23、23' はプローブ電極 12 およびこれらに接続される電氣的配線 16 をその表裏面から挟持し、フレキシブルな絶縁基板 26 を構成する。

10

【0033】

このように構成された平面構造のプローブにその面に対して垂直方向の磁界 H を印加すると、6 本のプローブ電極 12 の裏面に形成された磁性材料である Ni 層 22 が磁力を受け、図 5 (g) に示すように、6 本のプローブ電極 12 は一斉に絶縁基板 26 上に直立する。

【0034】

図 5 (h) は、磁界 H の強さを変化させたときのプローブ電極 12 の曲げ角度の変化を測定した結果を示すグラフである。同図から約 400 mT の磁界印加により、ほぼ 90° に曲げられることが分かる。

20

【0035】

図 6 はこのようにして製造された多チャンネル型フレキシブル神経プローブの全体の構成を示す斜視図である。この多チャンネル型フレキシブル神経プローブは、6 本のプローブ電極 12 とこれらに接続される電氣的配線 16 がポリイミド樹脂 23、23' によりサンドイッチされた細長い帯状に形成される。そして電氣的配線 16 はプローブ電極 12 と反対側に設けられたほぼ長方形の端子パッド部 27 に接続される。この端子パッド部 27 は 6 本のプローブ電極 12 のそれぞれに 3 個設けられ、全体で 18 個の記録パッドのそれぞれに対応して 18 個の端子パッド 27-1、27-2、…、27-18 が設けられ、対応する記録パッドと端子パッドとが電氣的配線 16 により相互に接続されている。各端子パッド 27-1、27-2、…、27-18 には、この多チャンネル型フレキシブル神経プローブと情報を授受するための他の各種電子機器 (図示せず) からの配線が半田付け等により接続される。

30

【0036】

このようにして製造された多チャンネル型フレキシブル神経プローブの寸法は、プローブ電極 12 および電氣的配線 16 部分が、たとえば、幅が約 1.5 mm 、長さが約 2.0 cm であり、端子パッド部 27 は、幅が約 1 cm で長さが約 0.5 cm である。

【0037】

以上説明した多チャンネル型フレキシブル神経プローブの製造方法によれば、半導体基板を用い、半導体製造技術により製造できるため、微細構造のプローブを複雑な手作業を要することなく製造することができる。

40

【0038】

また上述した多チャンネル型フレキシブル神経プローブはこれに限定されるものではない。例えば、多チャンネル型フレキシブル神経プローブの全体あるいは各部の寸法、あるいは、プローブ電極、プローブ導体の本数は一例であり、必要に応じて種々の寸法あるいは本数に形成できる。

【0039】

また、フレキシブルな絶縁基板としてポリイミド樹脂 23、23' を用いたが、他の高分子材料を用いてもよい。例えば、パリレン (parylene) のような透明ポリマーを用いることにより、プローブを生体内に刺入する際に、生体内部の細胞などを見ながら刺入する

50

ことができる。また、ポリジメチルシロキサン（PDMS）あるいは厚膜レジストSU-8（商品名）を用いることも可能である。

【0040】

パリレンはポリパラキシレンの通称である。パリレンコーティングは、反応性ガスの重合によって行われるため、薄膜の厚さをコントロールできる。さらに、気体であるため、圧力が一定にかかり、均一な薄膜を形成することができる。また、パリレンは生体適合性がよく、絶縁性があり、さらに薄膜にすると柔軟性があるという特徴を有する。また、このパリレン薄膜は、透明で、撥水性、ガスバリア性、耐薬品性、熱安定性にも優れている。このため、神経電極の絶縁膜として適切な材料である。

【0041】

図7は絶縁基板としてパリレンを用いた場合の多チャンネル型フレキシブル神経プローブの製造方法の概要を示す断面図である。同図（a）に示すように、シリコン基板61上にフォトレジスト62、パリレン層63、アルミニウム層64をコーティングにより積層形成し、同図（b）に示すように、アルミニウム層64をパターニングして電極パッドと配線を形成する。

【0042】

ここで、パリレン層63は、パリレン蒸着装置により、蒸着により形成する。この装置は、気化室、熱分解室、蒸着室およびバキュームポンプを備え、バキュームポンプにより、気体が気化室、熱分解室、蒸着室へと送られる。まず、パラキシレンから生成したジパラキシレンを気化室に導入して過熱することにより気化させる。この気体は熱分解室に送られて熱分解されて、反応性の高いラジカルパラキシレンモノマーができる。この気体は蒸着室へ移動し、シリコン基板61上に吸着、重合することにより、高分子量のパリレン薄膜が形成される。

【0043】

次いで、同図（c）に示すように、パリレン層63'を全体にコートし絶縁層とする。次に、同図（d）に示すように、銅（Cu）層65を全面にコートし、ウェットエッチングによりパターニングしてマスクを形成する。そして、同図（e）に示すように、このマスクを介して酸素プラズマ処理により、プローブ電極の周辺輪郭66および記録パッド部67のパリレン層63、63'を除去する。次いで、同図（f）に示すように、フォトレジスト62をアセトンによりエッチングすることにより、シリコン基板61をパリレン層63から剥離する。また、パリレン層63が除去された記録パッド部67にニッケル等の金属導体68をメッキする。そして同図（g）に示すように、パリレン層63、63'でサンドイッチされたアルミニウム層64からなるプローブ導体を折り曲げてプローブ電極部を形成する。

【0044】

上述した製造方法においては、図7（a）に示すように、シリコン基板61上にフォトレジスト62、パリレン層63、アルミニウム層64をコーティングにより積層形成したが、フォトレジスト62を介することなく、シリコン基板61上に直接、パリレン層63、アルミニウム層64をコーティングにより積層形成してもよい。すなわち、上記の実施形態においては、フォトレジスト62は、シリコン基板61をパリレン層63から剥離するために設けられたが、シリコン基板61上に直接形成したパリレン層63をその柔軟性を利用して機械的に引っ張ることにより、剥離することができる。なお、この場合、シリコン基板61表面に、例えばInternational Products Corporation社製のmicro-90のような界面活性剤を予め塗布し、その上にパリレン層63、アルミニウム層64をコーティングにより積層形成することにより、シリコン基板61とパリレン層63との密着性が低下して剥離が非常に容易になる。しかし、シリコン基板61とパリレン層63との密着性が過度に低下すると、パリレン層63上に電極パッドの製造工程中にパリレン層63がシリコン基板61から剥がれてしまうという問題が生ずる。そこでシリコン基板61表面に熱酸化膜を形成し、その上にパリレン層63、アルミニウム層64をコーティングにより積層形成することにより、上記の問題を防止するとともに、パリレン積層体の製造後に積層

10

20

30

40

50

体に亀裂を生ずることなくシリコン基板 6 1 から剥離することが可能である。

【0045】

また、上述した説明においては、プローブおよび配線材料としてアルミを用いたが、この代わりに導電性ポリマーあるいはポリシリコンを用いることも可能である。

【0046】

さらに、上述した製造方法においては、磁界によりプローブを曲折したが、必ずしも磁界を用いる必要はなく、機械的あるいは手作業による曲折も利用できることは言うまでもない。

【0047】

次に、本発明の実施形態について図面を用いて説明する。図 8 および図 9 は、本発明の実施形態の要部を示す図で、図中図 1 の構成部分と同一の構成部分には同一の符号が付されている。この実施形態においては、図 8 に示すように、複数のプローブ電極部 1 2、の絶縁基板 1 1 との結合部に振動アクチュエータ 7 1 が設けられている。図 9 は、このアクチュエータ 7 1 の構成を示す図で、同図 (A) は正面図、(B) は側面図、(C) はその動作状態を示す側面図である。このアクチュエータ 7 1 は、図 9 (A) に示すように、フレキシブルな絶縁基板 7 2 上に互いに逆方向に巻回された平面コイル 7 3、7 4 がパターンニングにより形成されている。これらの平面コイル 7 3、7 4 は互いに直列に接続され、コイル巻線の両端は端子パッド 7 5、7 6 に導出されている。

【0048】

このようなアクチュエータ 7 1 に、同図 (B) に示すように、絶縁基板 7 2 と平行な外部磁界 7 7 を印加するとともに、平面コイル 7 3、7 4 の端子パッド 7 5、7 6 から交流電流を供給すると、平面コイル 7 3、7 4 により発生する交番磁界と外部磁界 7 7 との相互作用により、アクチュエータ 7 1 は同図 (C) に示すように、屈曲された状態と、同図 (B) に示すような伸張された状態とを交互に繰り返し、外部磁界の印加方向において縦振動を行う。

【0049】

このようなアクチュエータ 7 1 が設けられた多チャンネル型フレキシブル神経プローブに、図 8 に示すように、プローブ電極部 1 2 に沿って外部磁界 7 2 を印加することにより、プローブ電極部 1 2 をプローブ電極部 1 2 に沿って微小振動させることができる。このように、プローブ電極部 1 2 を振動させることにより、フレキシブルな基板 1 1 - 1 に挟持されたプローブ導体からなるプローブ電極部 1 2 は、生体内に円滑に刺入することができる。

【0050】

フレキシブルな基板に挟持されたプローブ電極を生体内に刺入するに際し、その一時的に剛性を高めることにより、挿入を容易にすることも可能である。例えば、プローブ電極部に水を付着し、液体窒素に浸漬して瞬間的に凍らせて刺入してもよい。生体に刺入された後においては、温度の上昇とともに氷が溶解し、プローブによる生体内での信号授受には影響しない。また、プローブ電極部にポリエチレングリコール (PEG) を塗布して硬化させ、生体に刺入する。生体に刺入された後においては、PEG は生体内で溶解するため、プローブの機能には影響を与えない。すなわち PEG は、常温では固体であり、50℃以上で液体となり、水溶性がある。したがって、これを過熱して液化した状態で、プローブ電極部に塗布し、常温で硬化させて生体内に挿入する。

【0051】

さらに、プローブ電極部の強度を一時的に強化する方法としては、各プローブ電極部にその長手方向に流体が供給される流路を形成し、この流路に液体を供給して凍らせることも可能である。あるいは、流路に過熱して液化させた PEG を供給し、常温で硬化させることも可能である。このような流路の形成は、前述した多チャンネル型フレキシブル神経プローブの製造プロセスにおいて、絶縁基板を多層構造とし、多層化された基板の間にフォトリソグラフィ技術を用いて流路を形成することができる。なお、この流路の利用は、上述したような流体の凍結のためだけでなく、他の医薬等の流体を供給することも可能で

ある。

【0052】

図10は本発明のさらに他の実施形態を示す図で、上述したような流路付のフレキシブルプローブの構成を示す概略斜視図である。このプローブは、パリレンからなるフレキシブルな絶縁基板81上に、例えば金(Au)の薄膜層により構成されるプローブ電極82が形成され、このプローブ電極82に沿って同じくパリレンからなる微小流路83が設けられている。フレキシブルな絶縁基板81は、基部81-1、中央部81-2および先端部81-3から構成され、それぞれの幅が基部から先端に向かって段階的に狭くなっている。基部81-1にはプローブ電極82の接続パッド部82-1が形成され、基部81-1から中央部81-2上には接続パッド部82-1に接続される幅の狭いストライプ状のプローブ電極82-2が形成されている。微小流路83は、フレキシブルな絶縁基板81上にパリレンからなるフレキシブルな第2の絶縁基板84の側縁部を固着して流路を形成するものである。微小流路83は、その幅が絶縁基板81の幅に合わせて基部から先端に向かって段階的に狭くなっている。そして絶縁基板81の基部81-1において幅の広い入口83-1を有し、絶縁基板81の先端部81-3において出口83-2を備えている。微小流路83は絶縁基板81の表面にプローブ電極82に沿って形成され、入口83-1から供給される液体はプローブ電極82に沿って流れ、出口83-2から流出するように形成されている。

10

【0053】

図11は、このように構成された流路付のフレキシブルプローブの使用方法を説明するための、プローブ先端部の断面図である。

20

【0054】

プローブを構成するフレキシブル絶縁基板の先端部81-3に形成された微小流路83内には、同図(A)に示されるように、生体85に挿入される前に、過熱された液状のPEGが供給され、常温に冷却されて固体化される。この結果、プローブの先端部は剛性化され、この状態で、同図(B)に示されるように、生体85内に挿入される。生体85内においては、剛性化されたPEGは、微小流路出口83-2から生体85内の生理食塩水を吸収して柔軟化するとともに、導電性を持つように変化する。この結果、プローブ電極82-2の先端は微小流路83内の導体化されたPEGを介して微小流路出口83-2近傍の生体84と電位的に接続される。これによって、プローブ電極82-2は、生体内の電位を検知することが可能になる。プローブ先端部は、生体85内に挿入された状態で時間が経過すると微小流路83内のPEGが生理食塩水により融解され、同図(C)に示されるように、剛性が徐々に失われる。このことはフレキシブルプローブを生体85に挿入した状態での長時間の電位測定に際しては、生体を傷つけることがなく、フレキシブルプローブとして作用することを意味するものである。同図(D)は、プローブ先端部を生体85内の生理食塩水中に挿入された状態でプローブ電極82により測定されたインピーダンスの時間変化を記録したグラフである。プローブ電極82を生体85内に挿入時は高インピーダンスを示すが、約200msec後には、微小流路83内のPEG内生理食塩水が浸透してPEGが導電性を持つ結果、インピーダンスが低下する。

30

【0055】

この実施形態の流路付フレキシブルプローブにおいては、金属製のプローブ電極82-2は微小流路83の出口83-2より上流において終端し、生体85内に挿入されたとき、生体85に直接接触することはなく、PEGが介在するため、プローブ電極82-2の金属が生体85内に溶解する怖れがない。

40

【0056】

図12は上述した流路付のフレキシブルプローブの製造方法を示す工程図である。

【0057】

同図(A)に示すように、表面に熱酸化膜が形成されたシリコン半導体基板91上に、パリレン蒸着装置を用いてパリレンを5μm蒸着して第1のパリレン層81'を形成する。その上に金(Au)層を真空蒸着により形成し、フォトリソグラフィにより帯状にパタ

50

ーニングしてプローブ電極 8 2 を構成する A u 層 8 2 ' を形成する。すなわち、図示しないが、フォトレジスト (Shipley 社製 S1818) をスピンコートした後、紫外線露光によりパターンニングし、T M A H 現像液 (東京応化製 NMD3) により現像する。

【0058】

次いでこのプローブ電極 8 2 を含む第 1 のバリレン層 8 1 ' 上にフォトレジスト層 8 6 を塗布し、これを所定の幅にパターンニングする。そしてフォトレジスト層 8 6 の表面を含む第 1 のバリレン層 8 1 ' 上には、第 2 のバリレン層 8 4 ' が蒸着により積層される。そしてこの第 2 のバリレン層 8 4 ' の表面には、所定の幅のアルミ層 8 7 がマスク層として形成される。すなわち、このマスク層は、第 2 のバリレン層 8 4 ' の表面にアルミ層を蒸着し、これを上述と同様なフォトリソグラフィにより所定の幅にパターンニングする。ただし、アルミ層のエッチングは混酸アルミ (和光純薬製) で行う。

10

【0059】

次に、図 1 1 (B) に示すように、アルミ層 8 7 をマスクとして、プラズマエッチング装置 (サムコインターナショナル社製 FA-1) を用い、O₃ プラズマにより、アルミ層 8 7 によりマスクされていない部分の第 1 および第 2 のバリレン層 8 1 '、8 4 ' を除去する。ここで、O₃ プラズマエッチングの条件は、例えば、流量 1 0 m l / m i n、電力 5 0 W、エッチング速度 0. 4 ~ 0. 5 μ m / m i n である。

【0060】

次に、このようにして形成されたバリレン積層体を例えば、ジメチルスルホキシド (D M S O)、アセトン、エタノールからなるエッチング液に浸漬してフォトレジスト層 8 6 を除去し、図 1 1 (C) に示すように、微小流路 8 3 を形成する。

20

【0061】

最後に、図 1 1 (D) に示すように、第 1 および第 2 のバリレン層 8 1 '、8 4 ' をシリコン半導体基板 9 1 表面から剥離する。

【0062】

この実施形態による流路付のフレキシブルプローブによれば、柔軟なフレキシブル基板上に微小流路 8 3 とプローブ電極 8 2 を配置できるため、従来ガラス管で行われていた試薬注入あるいは生体電位計測が生体内で低侵襲で実現できる。

【0063】

また、微小流路 8 3 の入口 8 3 - 1 から出口 8 3 - 2 へと再生神経軸索を誘導し、微小流路 8 3 内に配置されたプローブ電極 8 2 により、をすることにより、再生神経軸索に対する計測あるいは刺激が可能となり、神経再生型電極として利用することもできる。

30

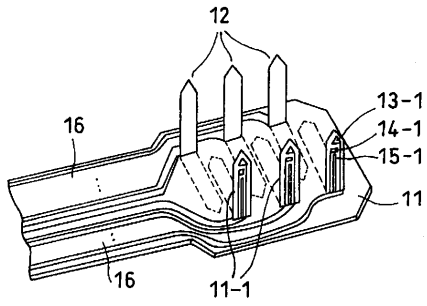
【符号の説明】

【0064】

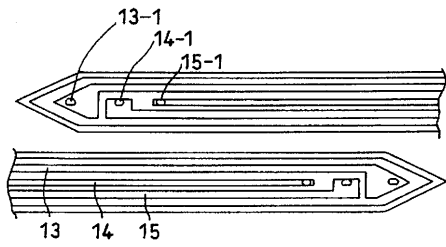
- 1 1 絶縁基板
- 1 2 プローブ電極
- 1 3 ~ 1 5 プローブ導体
- 1 3 - 1、1 4 - 1、1 5 - 1 記録パッド
- 1 6 電氣的配線
- 2 1 S i 基板
- 2 2 N i 層
- 2 3 第 1 層ポリイミド樹脂層
- 2 3 ' 第 2 層ポリイミド樹脂層
- 2 4 金属層
- 2 5 スルーホール
- 2 6 フレキシブルな絶縁基板 2 6
- 2 7 端子パッド部

40

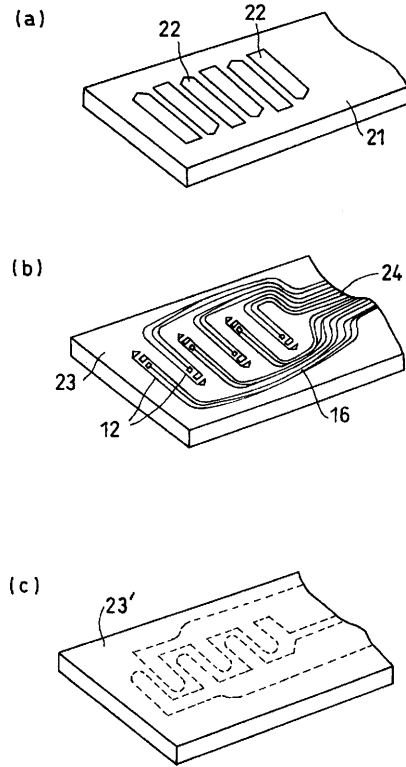
【図 1】



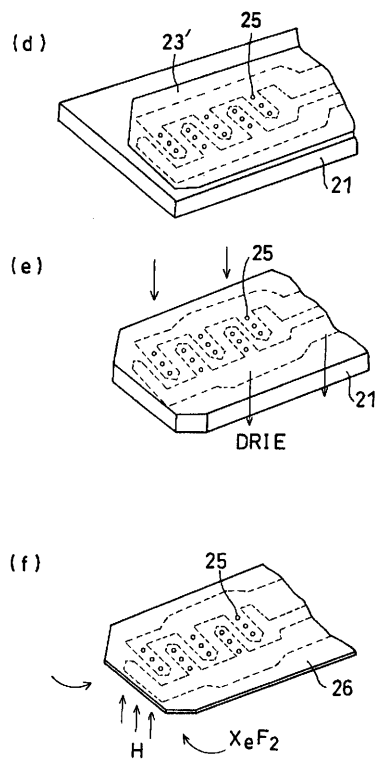
【図 2】



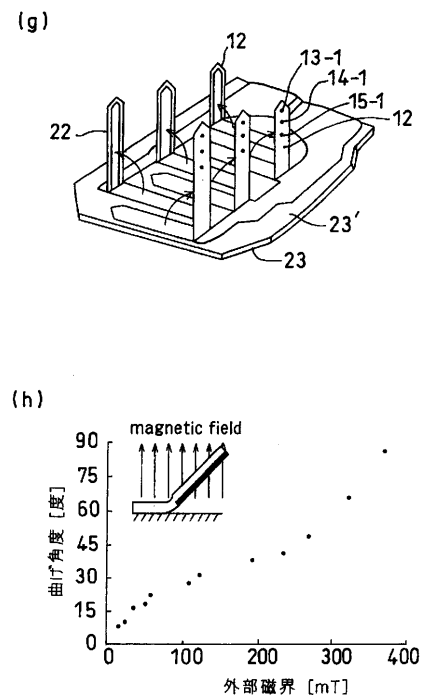
【図 3】



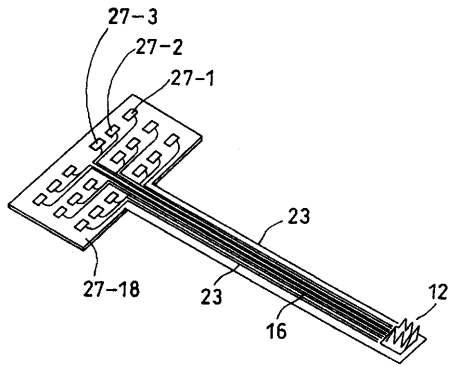
【図 4】



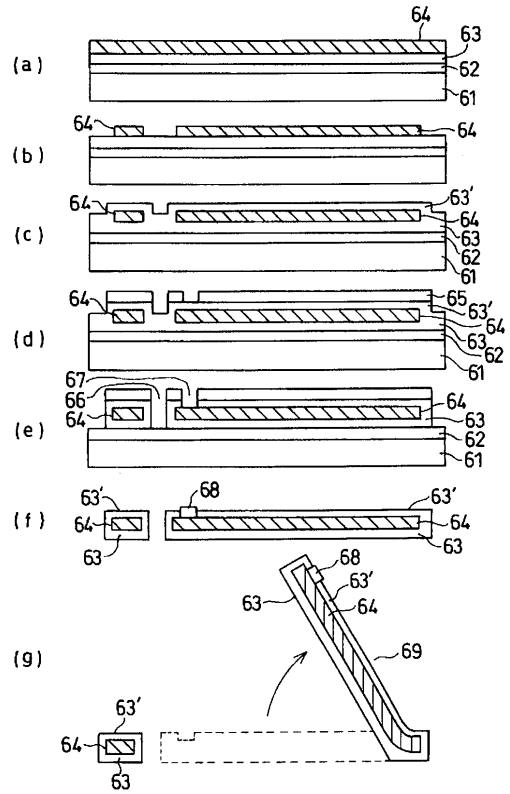
【図 5】



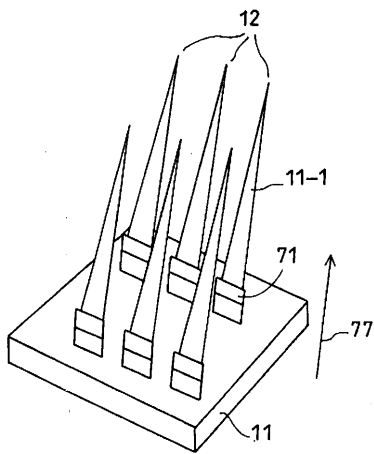
【図 6】



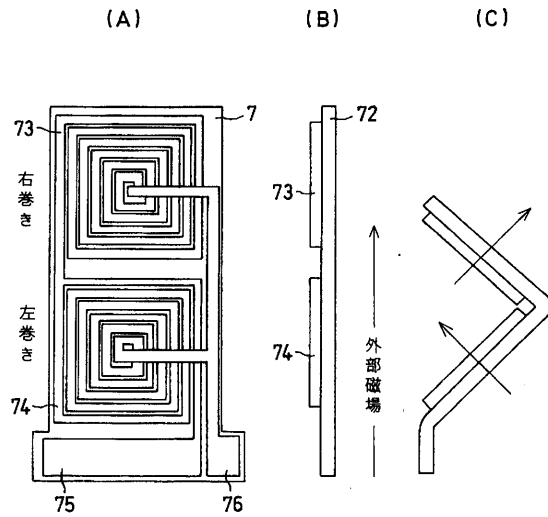
【図 7】



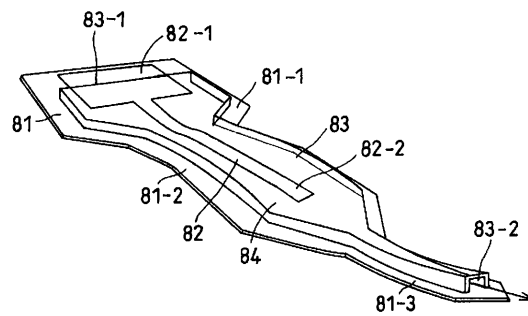
【図 8】



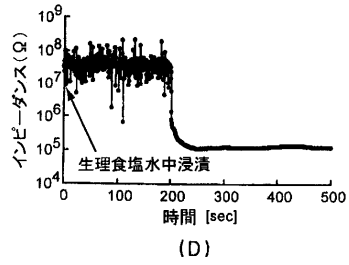
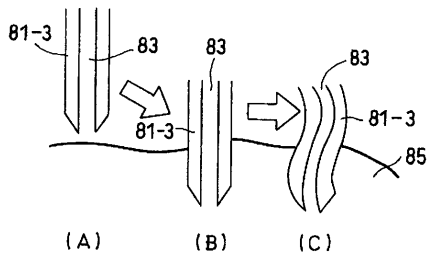
【図 9】



【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】

