

パリレン樹脂によるフレキシブル神経電極

Parylene Flexible Neural Electrodes

吉田裕美*・鈴木隆文*・竹内昌治**

Yumi YOSHIDA, Takafumi SUZUKI and Shoji TAKEUCHI

1. はじめに

シリコンウェハを基板とした従来の剣山型神経電極は硬く、神経組織に対して侵襲性が大きい、位置が固定しにくいといった問題があった^{1,2)}。そのため、これまでに我々のグループでは、高分子ポリマーを用いたフレキシブル神経電極を提案している^{3,4)}。ここでは、電極の製法を改良し、容易に電極を製作する方法を実現した。

本研究の剣山型神経電極は、MEMS技術により製作した。この電極はパリレン樹脂で配線をはさむ構造となっている。本研究では熱酸化膜シリコン基板上に直接パリレンを蒸着して電極を製作した。以前の製法はシリコン基板上に、犠牲層のフォトリソグラフィをつけてからパリレンを蒸着していた³⁾。今回の方法では、パリレンを直接シリコン基板上に蒸着し、パターン後にひきはがす方法を採用した。これにより、電極をシリコン基板からはがすときにフォトリソグラフィを取り除く必要がなくなり、製作プロセスを簡易化できる。

また、本研究では、パリレンと基板との密着性を調べ、電極製作に最適な基板を検討した。

2. パリレン樹脂を用いた微細構造の加工

2.1 パリレンとは⁵⁾

本研究で用いたパリレン (parylene) 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。このため、図1のように液体では鋭角部分やエッジ部分のコーティングにむらが出てしまうのに対し、パリレンはコンフォーマルな (ス

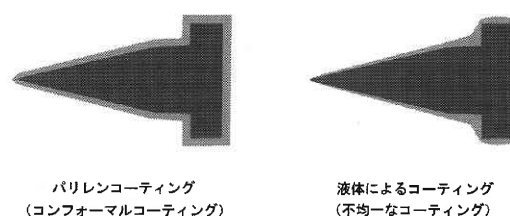


図1 コンフォーマルコーティング

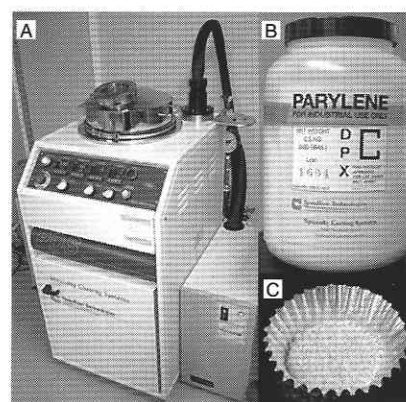


図2 A) パリレン蒸着装置
B), C) パリレンダイマー

テップカバレッジの良好な) コーティングが可能となる。

また、パリレンは生体適合性がよく⁶⁾、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もつ。そのため、神経電極の絶縁膜として適切な材料である。

2.2 パリレン蒸着のメカニズム

パリレンの試料への蒸着は、図2Aに示したパリレン蒸着装置 (ラボコーター PDS 2010, Specialty Coating Systems) にて行う。蒸着には、パラキシレンから生成したジパラキシレン (ダイマー) (DPX-C, Speedline Technologies) を用いる (図2B, C)。パラキシレンから直接生成されたこのダイマーは、パリレンと呼ばれる

*東京大学大学院 情報理工学系研究科

**東京大学生産技術研究所 マイクロメカトロニクス国際研究センター

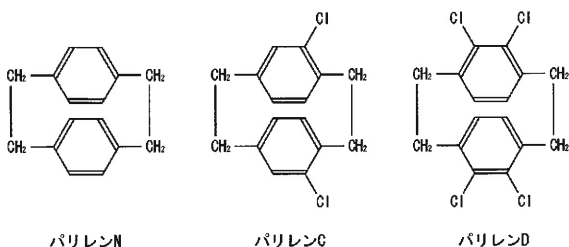


図3 パリレンの種類

表1 パリレンの用途

	パリレン C	パリレン N
主な用途	<ul style="list-style-type: none"> 汎用コーティング 電子部品, デバイス, 精密部品のコーティング 	<ul style="list-style-type: none"> 誘電体用 高周波絶縁用 特殊用途

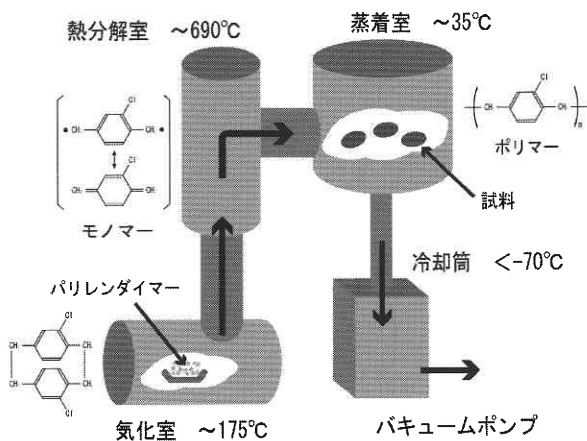


図4 パリレン蒸着システム

る(図3)。これに芳香環の水素を塩素で置換したものがパリレンC, パリレンDとなる。それぞれのパリレンによって性質は異なり, 表1に示したように用途によって使いわけられる。今回の神経電極の製作には, 汎用コーティングに使われるパリレンCを用いた。このダイマーを低圧下で加熱し昇華させ, その気体を690°Cで熱分解させると反応性ガスが生成し, 試料上にパリレンが蒸着される。

図4にパリレンの蒸着システムの概略を示す。パリレンの蒸着過程は3工程ある。各工程において, 気体はパキュームポンプにより気化室, 熱分解室, 蒸着室へと送られる。まず, 熱を加えることによってパリレンジャイマーが気化する。つぎに, その気体が熱分解されると反応性の高いジラジカルパラキシリレンモノマーができる。そして, 気体が蒸着室に移動し, 試料へ吸着, 重合することにより, 高分

子量の薄膜が形成される。成膜速度は, 試料の質や量, 蒸着室内圧力により異なり, 0.01 ~ 0.2 $\mu\text{m}/\text{min}$ である。

このようにして形成された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, 電気絶縁性に優れている。

2.3 パターニングされたパリレンと基板との密着性

パリレンは蒸着する試料により密着性が異なる。電極は最終的に基板からはがすため, パリレンの密着性が低い必要がある。しかし, 密着性が低すぎると, 電極製作途中で基板からパリレンがはがれてしまう。そのため, 電極製作に適した基板を検討した。

4種類の基板を用意し, パリレンを5 μm 蒸着した。基板はそれぞれ

- 1) 無処理のシリコンウエハ
- 2) 2% 界面活性剤 (micro-90, International Products Corporation) を塗ったシリコンウエハ
- 3) クロムを蒸着したシリコンウエハ
- 4) 熱酸化膜シリコンウエハ

を用いた。シリコンウエハ (直径 50 mm, 厚さ 250 μm , フェローテックシリコン) にパリレンを5 μm 蒸着後, アルミニウムを蒸着し, フォトリソグラフィにより帯状にパターニングした。すなわち, フォトレジスト (S 1818, Shipley) をスピンコートした後, 紫外線露光によりパターニングし, TMAH 2.38% (NMD 3, 東京応化) で現像した。その後, アルミニウムを混酸アルミ (和光純薬) でエッチングした。プラズマエッチング装置 (FA-1, サムコインターナショナル) を用いて O_2 プラズマ (流量 10 ml/min, 電力 50 W, エッチング速度 0.4 ~ 0.5 $\mu\text{m}/\text{min}$) により, アルミニウムを蒸着していない部分のパリレンを除去した。

引っ張り強さを測定可能な装置であるストログラフ (STROGRAPH E-S, 東洋精機製作所) を用いて, 上記の方法で製作した試料とパリレンの密着性を調べた。ストログラフは, 試料を引き上げたときの荷重を測定する装置である。図5のように, 帯状にパターンされたパリレンに直径 125 μm の直線状のタングステンワイヤの先をテープで固定した。つぎに, かぎ状に折り曲げたタングステンワイヤの先をストログラフのフックに取り付けパリレンを引っ張り, 荷重を測定した。

測定の結果を図6, 7に示す。図6は熱酸化膜シリコンウエハ上のパリレンをはがしたときの荷重の変位変化を示したものである。荷重が一定になっているところがパリレンをはがしている状態である。それぞれの試料について荷重を測定し, 一定の部分の値を平均したものが図7である。どの試料でも, 亀裂が入ることなくパリレンを基板か

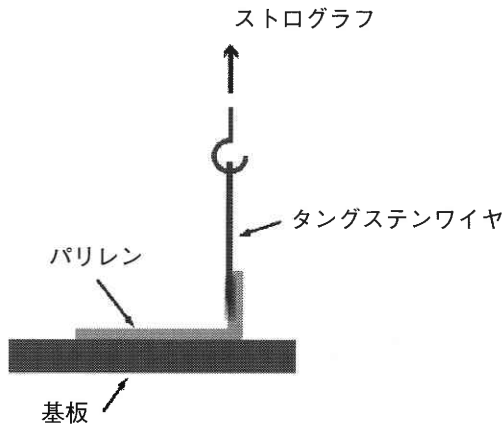


図5 引張力測定概略図

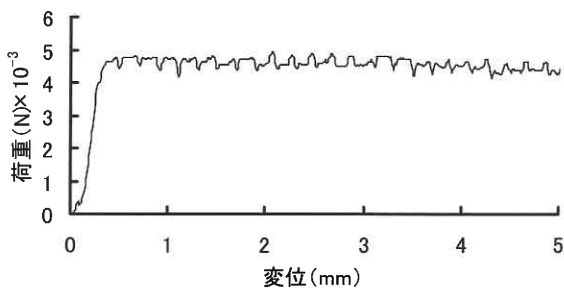


図6 パリレンと熱酸化膜シリコン基板との密着性

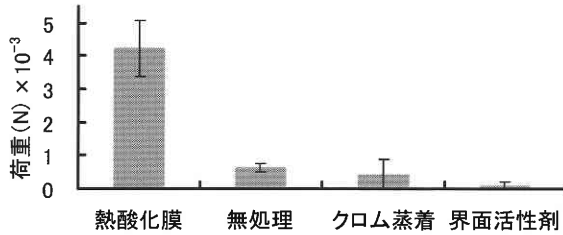


図7 パリレンと基板の密着性

らはがすことができた。図7から、熱酸化膜シリコンウェハでの荷重は4.2 mN、無処理のシリコンウェハでの荷重は0.6 mNであった。他の試料に比べると、荷重の差が3.6 mN以上と大きい。よって、熱酸化膜シリコンウェハ上のパリレンが一番はがれにくいことがわかる。この結果から、熱酸化膜シリコン基板は、プロセス中にパリレンがはがれず、かつプロセス終了後容易にはがすことが期待できる。そのため、熱酸化膜シリコンウェハが電極製作基板として最も適していることがわかった。

3. 多チャンネルフレキシブル剣山型神経電極の製作

3.1 電極の製作方法

図8にパリレン樹脂を用いたフレキシブル神経電極の製

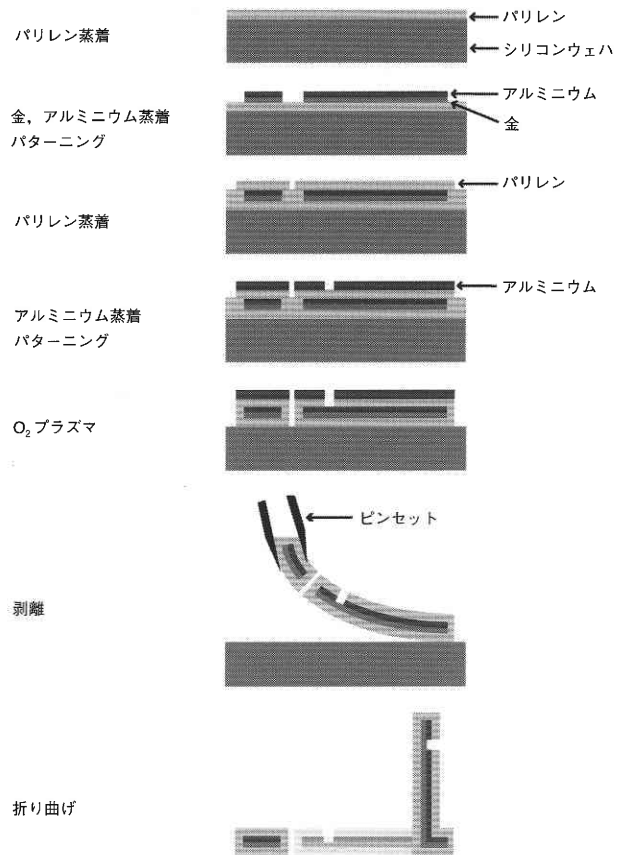


図8 電極製作プロセス

作プロセスを示す。まず、熱酸化膜シリコンウェハに、パリレン蒸着装置を用いてパリレンを5 μm 蒸着した。その上に金、アルミニウムを真空蒸着した。アルミニウムは、後に基板上的パリレンをO₂プラズマでエッチングしたときに、金が失われないようにするために蒸着した。蒸着した金とアルミニウムは、60°Cの王水(HCl:HNO₃ = 3:1)を使ったウェットエッチングによってパターンニングした。その後、イソプロパノール(IPA)で基板を1分間洗浄し、フォトレジストを除去した。パリレン同士の密着をよくするため、基板にO₂プラズマ処理を1分間行い、再びパリレンを5 μm 蒸着した。蒸着後、パリレンの上にアルミニウムを真空蒸着し、混酸アルミでエッチングした。このアルミニウムをマスクとしてパリレンをO₂プラズマで除去し、電極の外形をつくった。その後、混酸アルミでアルミニウムのエッチングをし、電極を基板からはがした。電極の計測部分を剣山型にするために、計測針の部分をピンセットで折り曲げた。電極は10 μm の薄い膜となっているので柔軟な構造となり、神経組織に対する侵襲性が小さい。

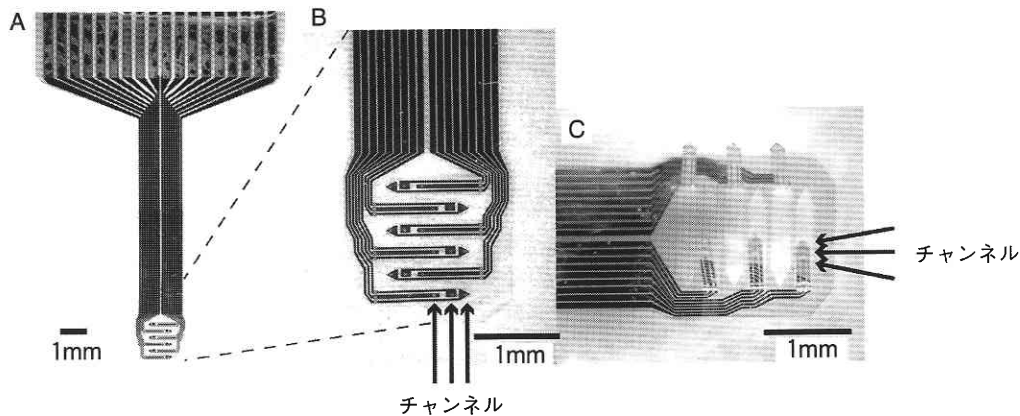


図9 A)18チャンネル剣山型神経電極 B) 神経電極計測針部分 C) 計測針折り曲げ

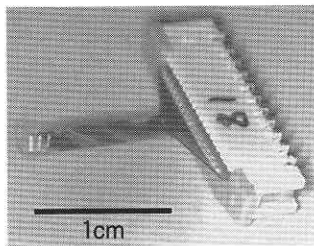


図10 コネクタを取りつけた電極

図9Aに18チャンネル剣山型神経電極の写真を示す。電極は金の配線をパリレンではさんだ構造になっている。電極の基板にパリレンを用いることによって、電極に柔軟な動きを可能にした。

図9Bは電極先端部分の拡大写真である。電極には6本の計測針があり、針の大きさは、長さ1.2mm、幅 $160\mu\text{m}$ である。1つの針には3つの計測点が $200\mu\text{m}$ 間隔で並んでいる。計測点の大きさは、 $20 \times 20\mu\text{m}^2$ である。計測点は金の配線につながっている。電極使用時は、図9Cのようにこの針を折り曲げて使う。

3.2 電極の使用方法

電極をコネクタ (FPC用コネクタ (52559-1817)、モレックス) にはさむために、ポリイミドテープ (カプトン粘着テープ (650 S)、寺岡製作所) を貼って厚みをつけた。テープは電極の広い部分の金がむき出しになっていない側に2重にして貼った (図10)。

電極の計測針は、そのままの状態では柔軟性があるため、神経組織内に容易に刺入できない。そこで、計測針をポリエチレングリコール (PEG) で覆うことによって針を硬くした。PEGは室温では固体であるが、生体内では溶解するという性質をもつ。そのため、PEGによって覆われた計測針を刺入後、PEGは溶解し、柔軟性を回復する。

4. ま と め

本研究では、パリレン樹脂を用いてフレキシブルな剣山型神経電極を製作した。製作にはMEMS技術を使った。電極は、パリレンの間に金の配線がはさまれているというシンプルな構造になっている。電極には、長さ1.2mm、幅 $160\mu\text{m}$ 計測針が6本ある。1つの針には3つの計測点が $200\mu\text{m}$ 間隔で並んでいる。計測点の大きさは、 $20 \times 20\mu\text{m}^2$ である。

パリレンを熱酸化膜シリコンウェハに直接蒸着することによって、電極を従来よりも容易に製作することに成功した。

(2003年10月14日受理)

参 考 文 献

- 1) P. K. Campbell, K. E. Jones, R. J. Huber, K. W. Horch and R. A. Normann, "A silicon-based, three-dimensional neural interface: manufacturing processes for an intracortical electrode array", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 8 pp. 758-768, 1991.
- 2) A. Branner, R. B. Stein and R. A. Normann, "Selective stimulation and recording using a slanted multielectrode array", *Proc. 1st Joint BMES/EMBS Conf.*, pp. 377, 1999.
- 3) T. Suzuki, K. Mabuchi and S. Takeuchi, "A 3D flexible parylene probe array for multichannel neural recording", *Proc. 1st International IEEE EMBS Conf. Neural Eng.*, pp. 154-156, 2003.
- 4) S. Takeuchi, T. Suzuki, K. Mabuchi and H. Fujita, "A 3D flexible multichannel probe array", *IEEE 6th Annual International Conf. MEMS*, pp. 367-370, 2003.
- 5) スリーボンド・テクニカルニュース 39, 1992.
- 6) E. M. Schmidt, J. S. McIntosh and M. J. Bak, "Long-term implants of parylene-C coated microelectrodes", *Med. Biol. Eng. Comput.*, 26, pp. 96-101, 1988.