

容易かつ廉価な多チャンネル柔軟神経電極の作製法の開発

加藤 康広*・牧 勝弘*・古川 茂人*・柏野 牧夫*

Development of Easier and Inexpensive Method for Flexible Multichannel Neural Electrodes

Yasuhiro X KATO*, Katuhiro MAKI*, Shigeto FURUKAWA*, Makio KASHINO*

Abstract This paper provides an easier and inexpensive method for fabricating flexible multichannel neural electrodes based on photosensitive material by using Micro Electro Mechanical System technologies. A conventional micromachining with non-photosensitive materials such as Poly (para-xylylene) (Parylene) or non-photosensitive polyimide includes a dry etching process. The dry etching process requires expensive machinery and maintenance cost, and involves complex multilevel processes for controlling etching conditions to define the outline of the neural electrodes and to expose the microelectrodes for detecting neural signals. Our method applying photosensitive material eliminates these costly and complex processes. This means that more options are allowed for optimizing the configuration and size of neural electrodes depending on experimental purposes, and electrodes could be fabricated at a lower cost with improved process yields. In this study, we used photosensitive polyimide, and designed and fabricated two types of flexible neural electrodes for recording an electrocorticogram or intracortical action potentials. The fabricated neural electrodes had physical properties (such as size and impedance) that were satisfactory for neural recordings. It was confirmed that the fabricated neural electrodes permit recording neural signals successfully from the rat's cerebral cortex.

Keywords: neural electrode, photosensitive material, flexible material, MEMS.

1. はじめに

近年、ブレイン—マシン・インタフェース (BMI) 技術を利用した脳の機能回復や代替を目的とする研究の急速な発展に伴い、脳と機械を繋ぐ役割を果たす神経電極への要求が高まっている。特に、各々の実験仕様に応じて多地点からの神経信号計測を可能とし、かつ脳に対して柔軟な構造を有する神経電極が要求されている。

多地点からの複数の神経信号を十分な空間分解能を有して計測するためには、微細な多数の電極とその正確な空間配置が必要である。これまで、これらの課題を解決するために Micro Electro Mechanical System (MEMS) 技術を応用した、ミシガン大学のプローブ型[1]やユタ大学の剣山型[2]のような多チャンネル神経電極が開発されてきた。しかしながら、これらミシガン大学やユタ大学などの

MEMS 技術で作製された多くの神経電極は、脳組織に対して硬いシリコン材料を基板に用いているため、脳組織に対する侵襲が大きい、また留置した神経電極のずれによって目的とする神経細胞が計測範囲外へ移動するなどの課題があった。そこで、シリコンのような硬い材料に代わり、脳組織の動きに追従するような柔らかい材料であるポリパラキシレン (パリレン) やポリイミドを用いた多チャンネル柔軟神経電極の開発が進められてきた[3-5]。ところが、パリレンや非感光性ポリイミドを基板とする作製方法では、ドライエッチング作業のための高額な装置とその維持管理費を必要とし、かつドライエッチング工程が複雑であった (図 1A)。

そこで本研究では、非感光性材料に代わり感光性材料を基板材料とする、容易かつ廉価な神経電極の作製法の確立を MEMS 技術により試みた (図 1B)。感光性材料として感光性ポリイミドを基板に使用することで、ドライエッチング作業に必要な高額な装置とその維持管理費を削減し、かつ複雑なドライエッチング工程の簡素化を図った。BMI に用いられる代表的な電極形状として、脳表または硬膜上に留置して皮質電位を計測する脳表型[6]と、皮質内に留置して神経活動の発火電位を計測する刺入型[7]の2種類の多チャンネル柔軟神経電極 (図 2 参照) の設計と試作を

生体医工学シンポジウム 2008 発表 (2008 年 9 月, 大阪)

2008 年 7 月 29 日受付, 2008 年 9 月 25 日改訂

Received July 29, 2008; revised September 25, 2008.

* 日本電信電話株式会社 NTT コミュニケーション科学基礎研究所

NTT Communication Science Laboratories, NTT Corporation

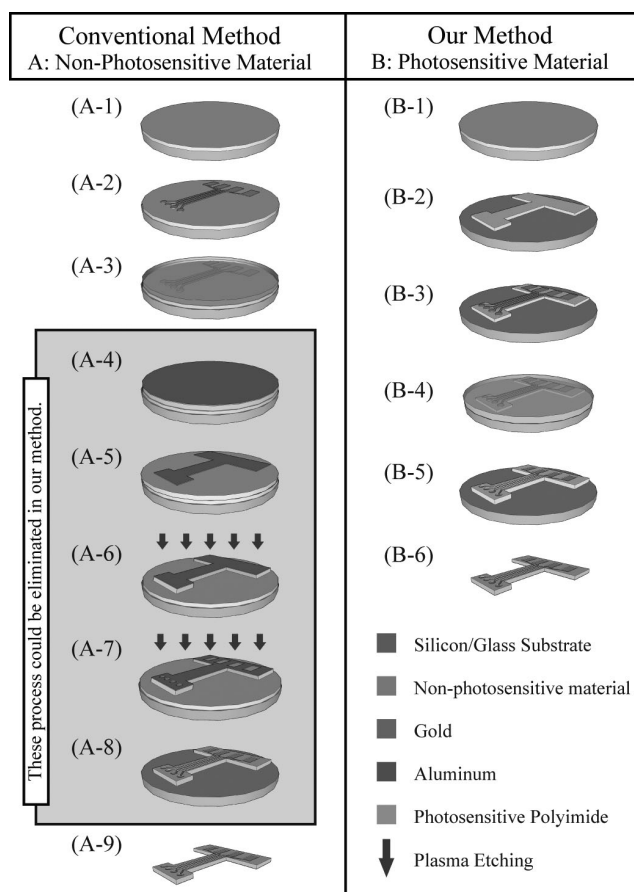


図1 多チャンネル柔軟神経電極の作製工程

A: 従来の非感光性材料による作製工程, B: 本研究で提案する感光性材料による作製工程. A-4 から A-8 の緑色背景部はドライエッチング工程を示す. (A-1) 非感光性材料を基板に塗布, (A-2) 金の蒸着と金配線をパターンニング, (A-3) さらに金配線を絶縁するために非感光性材料を塗布, (A-4) ドライエッチング (プラズマエッチング) の保護膜としてアルミニウムを蒸着, (A-5) 神経電極の外枠形状にパターンニング, (A-6) ドライエッチングにより神経電極の外枠形状を作製, (A-7) ドライエッチングにより非感光性材料に絶縁された電極を露出, (A-8) アルミニウム保護膜を除去, (A-9) 基板から神経電極を剥離. (B-1) 基板に感光性材料を塗布, (B-2) 感光性材料を神経電極の外枠形状にパターンニング, (B-3) 金の蒸着と金配線のパターンニング, (B-4) さらに金配線を絶縁するために感光性材料を塗布, (B-5) 神経電極の外枠形状と露出する電極をパターンニング, (B-6) 基板から神経電極を剥離.

Fig. 1 Schematic diagram of manufacturing process of the flexible multichannel neural electrodes.

Column A: Conventional fabrication method for non-photosensitive material (non-PSM). Column B: Fabrication method in this study for photosensitive material (PSM). Dry etching process is green color area from A-4 to A-8. (A-1) Non-PSM deposited on substrate, (A-2) gold deposited and hard-wiring patterned, (A-3) non-PSM deposited again, (A-4) aluminum deposited as mask for plasma etching, (A-5) outer geometry of neural electrodes patterned, (A-6) non-PSM patterned to define outline of neural electrodes by plasma etching, (A-7) non-PSM patterned to expose electrode sites by plasma etching, (A-8) aluminum removed from substrate, and (A-9) neural electrodes peeled off. (B-1) PSM deposited on substrate, (B-2) PSM patterned to define outline of neural electrodes, (B-3) gold deposited and hard-wiring patterned, (B-4) PSM deposited again, (B-5), outer geometry and exposed electrode sites of neural electrodes patterned, and (B-6) neural electrodes peeled off.

行い, ラット脳からの神経活動計測によりその実用性を示す.

2. 実験方法

2・1 神経電極の作製

脳表型と刺入型の2種類の多チャンネル柔軟神経電極の

作製を行った. 柔軟基板材料として, パリレンなどの非感光材料に代わり感光性材料である感光性ポリイミド (Fujifilm Durimide 7510, Fujifilm Electronic Materials Co., Ltd.) を使用した. 多々ある感光性ポリイミド材料 (例えば, Fujifilm Durimide シリーズ, Toray Industries PW-1000 シリーズ, HD microsystem PD シリーズなど) の中

から, Fujifilm Durimide を採用した理由として, 神経電極の膜厚に適した $3\ \mu\text{m}$ から $15\ \mu\text{m}$ の膜形成が可能であること, 神経様細胞であるラット副腎褐色細胞腫細胞 (PC12) を用いた *in vitro* 実験において材料の生体適合性が示されていること [8], 絶縁性や柔軟性などの物理的特性が従来の柔軟材料と同等であること (表 1) などが挙げられる. また, Fujifilm Durimide は, パリレン (特にパリレン-C) では困難なはんだづけに耐える温度特性を有する.

設計指針として, 脳表型柔軟神経電極の寸法は, 計測部位の電極直径が $100\ \mu\text{m}$, 電極間距離が $500\ \mu\text{m}$, 留置部位の面積が $3.5\ \text{mm} \times 2.95\ \text{mm}$ となるように設計した. これらの寸法は, ラット聴皮質全体の面積がおおよそ $4\ \text{mm} \times 3\ \text{mm}$ であり [9], また電極直径を $100\ \mu\text{m}$ として $500\ \mu\text{m}$ 程度の電極間距離を有すれば聴皮質における特徴周波数 (神経細胞にとって最も感度の高い周波数) の分布を十分に検出可能であること [10] に基づいた. 刺入型柔軟神経電極の寸法は, 計測部位の電極直径を $40\ \mu\text{m}$, 電極間距離を 80

μm , 刺入部位の長さを $2645\ \mu\text{m}$ とした. 特に, 電極間距離を $80\ \mu\text{m}$ とした理由として, 電極先端から $140\ \mu\text{m}$ 程度までは神経活動の計測が可能であるという Buzaski らの報告 [11] に従い, 電極の不具合もしくは, 発火電位のオーバーラップが生じた場合, 異なる電極から目標とする神経細胞の活動が計測可能な電極間距離であること, そして点在する神経活動を広く計測できるよう考慮した. また刺入部位の長さは, 脳表から細胞が密集する皮質層に十分に到達可能な $2\ \text{mm}$ 以上とした.

神経電極の作製は, MEMS 表面マイクロマシニング技術 [1, 3-5] に基づいて次の手順で行った (図 1). シリコンまたはガラス基板に感光性ポリイミドを塗布し, $1600\ \text{rpm}$ で 30 秒のスピコートを行い, プレート上で 60°C 2 分, 100°C 5 分プリバークした. 神経電極の外枠形状に露光・現像後, 350°C 60 分の熱硬化を行った. このとき, 感光生ポリイミドの膜厚は約 $15\ \mu\text{m}$ である. 次に, クロム $500\ \text{\AA}$ と金 $3000\ \text{\AA}$ を蒸着した後, 電極部位と配線部位をパターンニングした. さらに電極部と配線部位を絶縁するために感光性ポリイミドを再度塗布し, $5000\ \text{rpm}$ で 15 秒のスピコートを行い, プレート上で 60°C 2 分, 100°C 5 分プリバークした. 神経電極の外枠形状と露出する電極部位の形状に露光・現像後, 350°C 60 分の熱硬化を行った. このとき, 感光生ポリイミドの膜厚は約 $3\ \mu\text{m}$ である. 最後に基板から剥離した神経電極にコネクタ (Nano connector, Omnetics) をはんだづけした後, コネクタ周囲をエポキシ系接着剤 (Araldite, Huntsman Advanced Materials) で覆った.

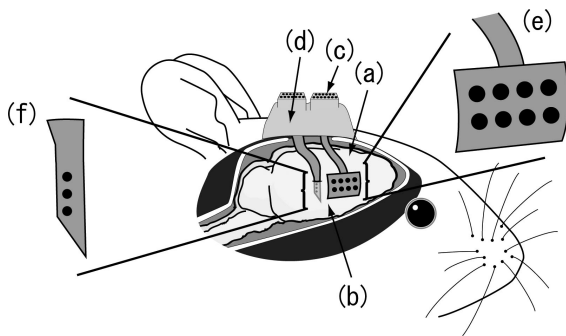


図 2 脳表型柔軟神経電極と刺入型柔軟神経電極の使用例 (a) 動物の脳, (b) 留置または刺入された神経電極, (c) コネクタ, (d) 歯科用セメント, (e) 脳表型神経電極の留置部位の拡大図, (f) 刺入型神経電極の刺入部位の拡大図.

Fig. 2 Concepts for use of the ECoG and intracortical flexible multichannel neural electrodes. (a) Animal brain, (b) Placed/Implanted flexible multichannel neural electrodes, (c) Connector, (d) Dental resin, (e) Magnified placement site of the ECoG flexible multichannel neural electrode, (f) Magnified insertion site of the intracortical flexible multichannel neural electrode.

2・2 電極インピーダンスの測定

神経電極をゆっくりと 0.9% 生理食塩水 (大塚製薬) に浸し, 室温下におけるインピーダンスの変化 (測定周波数: $0.1\ \text{kHz}$, $1\ \text{kHz}$, $10\ \text{kHz}$, $100\ \text{kHz}$) を LCR メーター (LCR HiTESTER 3522-50, Hioki) により計測した.

2・3 麻酔下ラットにおける神経信号計測

全ての動物実験は, NTT コミュニケーション科学基礎研究所研究倫理委員会の定めるガイドラインに準拠して実施した. 実験動物は, 体重が $300\ \text{g}$ 程度のウイスター系ラット成獣 (オス) を用い, 硫酸アトロピンを $0.15\ \text{ml}$, 次い

表 1 柔軟材料とシリコンの物理的特性

Table 1 Physical properties of flexible materials and silicon.

Physical properties	Photosensitive Polyimide	Non-Photosensitive Polyimide	Parylene-C	Si
Tensile strength [MPa]	215	343	68.9	12013
Young's modulus [GPa]	2.5	8.54	2-5	130-190
Glass transition [$^\circ\text{C}$]	285	>400	87-89	none
Melting point [$^\circ\text{C}$]	none	none	280	1420
Volume resistivity [$\Omega \cdot \text{cm}$]	> 10^{16}	> 10^{16}	8.8×10^{16}	none
Dielectric constant [ϵ_r]	3.2-3.3, 1 MHz	2.9, 1 kHz	3.1, 1 kHz	12, 1 kHz

で5分後に塩酸ケタミン (50 mg/kg) とキシラジン (10 mg/kg) を2:1で混合させたものを筋肉内へ初期投与した。術中または計測中における麻酔薬の追注は、30分から60分程度おきに0.1 ml行った。また術中は、携帯カイロを用いてラットの体温を維持した。麻酔下において、脳表型柔軟神経電極は聴皮質硬膜上に、刺入型柔軟神経電極は小脳皮質内へそれぞれ留置または刺入した。脳表型柔軟神経電極を用いた計測は、差動増幅した聴皮質電位をバンドパスフィルタ (通過帯域 1 Hz-3 kHz) に通した後、100回加算平均した。刺激音はラットから15 cm離して設置したスピーカ (TS-T70, パイオニア) から提示した。刺激音として、音圧 100 dB SPL 継続時間 50 ms (立ち上がりとしち下がり5 msを含む) の広帯域雑音を使用した。また、刺入型柔軟神経電極による計測は、差動増幅した小脳皮質電位をバンドパスフィルタ (通過帯域 500 Hz-3 kHz) に通し、神経細胞の自発発火を計測した。

3. 結果と考察

3.1 作製した多チャンネル柔軟神経電極

16チャンネルの脳表型と6チャンネルの刺入型の多チャンネル柔軟神経電極 (それぞれ参照電極を1チャンネル含む) の作製に成功した (図3)。この電極作製工程において、感光性ポリイミドを使用した本提案法では、複雑なドライエッチング工程を省略することができた。これにより、作業の簡素化及び、その高価な装置を含む維持管理費の削減を実現できた。また、作製工程において、シリコンまたはガラス基板からのポリイミドの剥離や、サンドイッチされたポリイミドの層間剥離はみられず、神経電極が安定して作製することができた。使用した感光性ポリイミドの現像後から熱硬化後の過程において、上部の形状に10~15%

程度の収縮がみられたが、下部の形状では収縮がみられなかった。この収縮による加工誤差は、非感光性材料で作製される神経電極の加工精度とほぼ同等である。よって、数 μm の加工誤差を許容するような様々な従来の神経電極の作製は、本手法で可能である。なお、我々の作製環境における作製時間は、概ね12~15時間程度であった。

また、表2に示すように、ほぼ設計通りの寸法の電極を作製することができた。脳表型柔軟神経電極の寸法は、膜

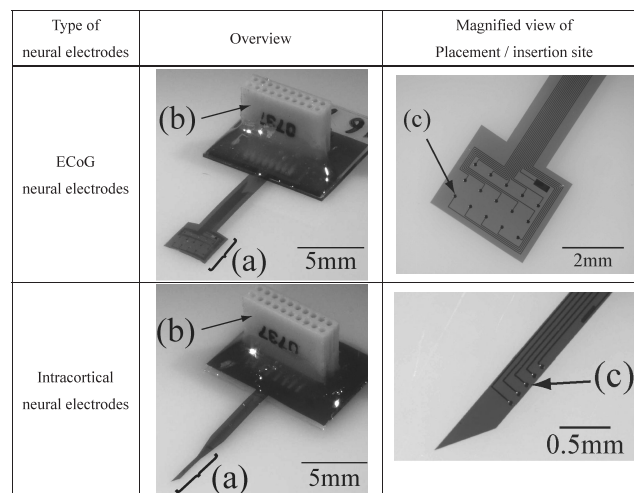


図3 感光性ポリイミドを用いて作製した多チャンネル柔軟神経電極の写真
(a) 多チャンネル柔軟神経電極の留置または刺入部位、
(b) コネクタ部、(c) 計測用電極。

Fig. 3 Photographs of the fabricated photosensitive polyimide based flexible multichannel neural electrodes.
(a) Placement or insertion site of the flexible multichannel neural electrodes, (b) Connector, (c) Electrode for recording.

表2 感光性ポリイミドを用いて作製した多チャンネル柔軟神経電極の各寸法

Table 2 Dimensions of the fabricated photosensitive polyimide based flexible multichannel neural electrodes.

Description	ECoG neural electrode	Intracortical neural electrode
Number of electrodes (one channel for use in a reference electrode)	16	6
Diameter of electrode [μm]	100	40
Pitch of electrode site [μm]	500	80
Size of reference electrode [μm^2]	200×500	30×180
Interconnection line [μm]	25	15
Minimum space between interconnection lines [μm]	50	35
Implantation length [μm]	—	2645
Placement area [mm^2]	3.5×2.95	—
Probe width [μm]	—	310
Widest span of probes [μm]	1500	1000
Thickness [μm]	15-18	15-18

厚が 15–18 μm , 計測部位の電極直径が 100 μm , 電極間距離が 500 μm , 参照用電極の面積が 200 $\mu\text{m} \times 500 \mu\text{m}$, 内部配線幅が 25 μm , 配線間距離が 50 μm , 留置部位の面積が 3.5 mm \times 2.95 mm, プローブ幅が 1500 μm であった. 刺入型柔軟神経電極の寸法は, 膜厚が 15–18 μm , 計測部位の電極直径が 40 μm , 電極間距離が 80 μm , 参照用電極の面積が 30 $\mu\text{m} \times 180 \mu\text{m}$, 内部配線幅が 15 μm , 配線間距離が 35 μm , 刺入部位の長さが 2645 μm , 刺入部位プローブ幅が 310 μm , プローブ幅が 1000 μm であった.

3.2 電極インピーダンスの測定結果

脳表型柔軟神経電極と刺入型柔軟神経電極の電極インピーダンスの計測結果を, 図 4 に示した. 神経スパイク波形の周波数に近い 1 kHz における電極インピーダンスの平均値は, 電極直径が 100 μm の脳表型柔軟神経電極では 265 k Ω , 電極直径が 40 μm の刺入型柔軟神経電極では 823 k Ω であった. これらの電極インピーダンス値は, 皮質電位[12]や発火電位[3–5]計測への使用に際し妥当である. さらに, 金めっき処理により, 脳表型柔軟神経電極では 19.9 k Ω , 刺入型柔軟神経電極では 185 k Ω 程度まで電極インピーダンスを容易に減少させることができ, 電極面積を大きくせずとも計測目的によって電極インピーダンスをある程度調整可能であることを確認した. また, 周波数の増加に伴って電極インピーダンスの減少が観察されたが, これは金属電極と生理食塩水の電解液界面におけるインピーダンスの容量成分が, 周波数の増加と伴に減少したことが原因として考えられる.

3.3 麻酔下ラットにおける神経信号の計測結果

麻酔下ラットにおける急性実験を行った結果, 脳表型柔軟神経電極は, 湾曲した脳表に沿って密着して留置できることが確認できた (図 5 中図). また, 刺入型柔軟神経電極は, 座屈や破断などを生じずに小脳皮質内への刺入に成功した (図 5 右図). なお, 図 5 左図では, 曲げられた神経電極が, 破断などを生じずに十分な柔軟性を有していることを示している. 脳表型柔軟神経電極からは音刺激による誘発電位を (図 6 左図), 刺入型柔軟神経電極からは小脳皮質内の神経細胞の自発発火活動を (図 6 右図) 計測することにそれぞれ成功した. 以上の結果は, 作製した柔軟神経電極が神経電位計測に有効であることを示すものである. さらに, それぞれの神経電極は, 脳表への留置と小脳皮質への刺入を繰り返し行っても, 神経活動の計測が可能であったことから, 十分な強度と耐久性を有していると考ええる.

4. ま と め

本研究では, 非感光性材料に代わって感光性材料である感光性ポリイミドを用いることで, 複雑なドライエッチング工程を省略し, かつその高額な装置を含む維持管理費を削減した, 簡易かつ廉価な多チャンネル柔軟神経電極を作製する方法を提案した. 本作製法により, 脳表型と刺入型の 2 種類の多チャンネル柔軟神経電極の作製に成功し, 両電極を用いてラット脳からの神経活動の計測に成功した. これにより, 作製した神経電極の実用性を示すことが

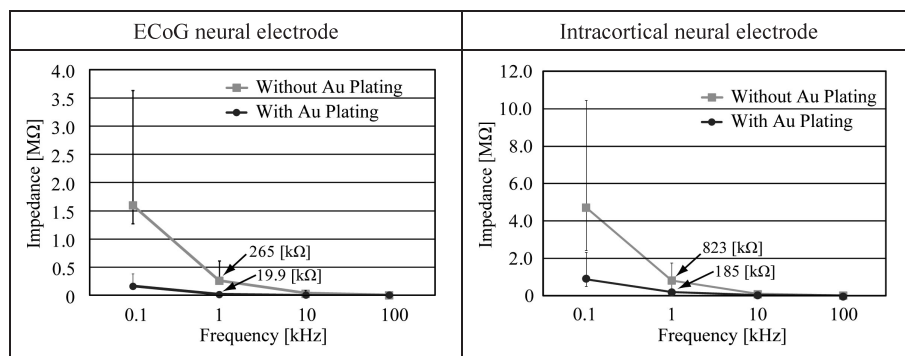


図 4 感光性ポリイミドを用いて作製した多チャンネル柔軟神経電極のインピーダンス測定の結果

左図は脳表型柔軟神経電極, 右図は刺入型柔軟神経電極のインピーダンス測定の結果をそれぞれ示す. 室温下 0.9%生理食塩水において, 金めっき前と金めっき後におけるインピーダンスを比較した. 各図では, 平均値と最大値・最小値を示した (脳表型柔軟神経電極の計測用電極の直径は 100 μm , n = 15. 刺入型柔軟神経電極の計測用電極の直径は 40 μm , n = 5).

Fig. 4 Impedance spectroscopy results for the fabricated photosensitive polyimide based flexible multichannel neural electrodes.

The electrode impedances without the Au plating and with the Au plating were compared. The electrode impedances were measured in a 0.9% saline solution under room temperature, and means and minimum and maximum impedacne were shown (ECoG flexible multichannel neural electrode: 100 μm diameter, n = 15. Intracortical flexible multichannel neural electrode : 40 μm diameter, n = 5).

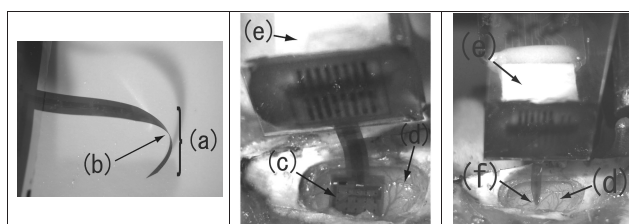


図 5 感光性ポリイミドを用いて作製した多チャンネル柔軟神経電極の使用写真
左図は、曲げられた柔軟神経電極が、破断などなく十分に柔軟性を有することを示す。中図は、脳表型柔軟神経電極が、脳表の形状に沿って留置された様子を示す。右図は、刺入型柔軟神経電極が皮質内に刺入された様子を示す。(a) 刺入部位、(b) 曲げられた柔軟神経電極、(c) 脳表に沿って留置された脳表型柔軟神経電極、(d) 脳皮質、(e) コネクタ、(f) 皮質に刺入された刺入型柔軟神経電極。

Fig. 5 Photographs of the fabricated photosensitive polyimide based flexible multichannel neural electrodes for use in neural recording.

Left: bent flexible multichannel neural electrode without breakage showing good flexibility. Middle: ECoG flexible multichannel neural electrodes placed on cerebral cortex. Right: intracortical flexible multichannel neural electrodes inserted into the cerebral cortex. (a) Insertion site. (b) Bent flexible multichannel neural electrodes. (c) ECoG flexible multichannel neural electrodes on cerebral cortex. (d) Cerebral cortex. (e) Connector. (f) Inserted intracortical flexible multichannel neural electrodes.

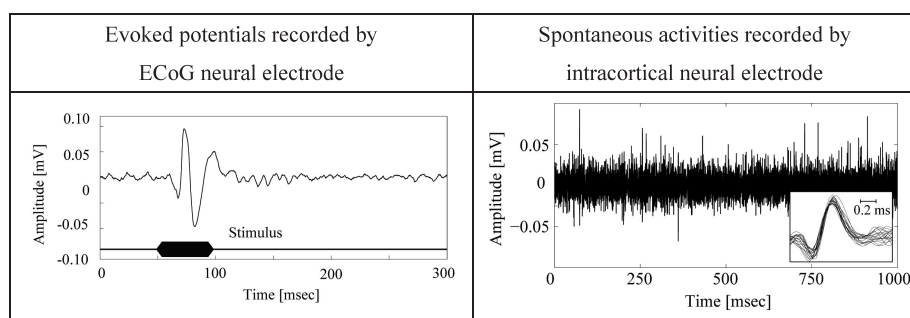


図 6 麻酔下ラットにおいて多チャンネル柔軟神経電極により計測された神経活動
左図は、聴皮質硬膜上に留置された脳表型柔軟神経電極から計測した、100 回加算平均した皮質電位。刺激音はラットから 15 cm 離れた位置に設置したスピーカ (TS-T70, パイオニア) から提示し、刺激音として、音圧 100 dB SPL 継続時間 50 ms (立ち上がりとしち下がりの 5 ms を含む) の広帯域雑音を使用した。右図は、小脳皮質内へ刺入された刺入型柔軟神経電極より計測された神経細胞の自発発火活動 (データの一部分)。右図右下は、自発発火活動から抽出した同一ユニットのスパイク波形 (拡大図)。

Fig. 6 Neural activities from the anesthetized rat recorded by the flexible multichannel neural electrodes.

Left: the auditory evoked potentials from the auditory cortex of the anesthetized rat were recorded by the ECoG flexible multichannel neural electrode. The recorded data were averaged after taking 100 trials. The 50 ms duration of the broadband noise with a rise and fall time of 5 ms was delivered by a speaker placed 15 cm from the head. Right: spontaneous activities in the cerebellar cortex were recorded by the intracortical flexible multichannel neural electrode. Lower right shows the magnified view of the spike waveform from the recorded spontaneous activities.

できたと考える。本手法に基づいて、脳表型と刺入型などの各々の実験に応じた多チャンネル柔軟神経電極を容易かつ廉価に作製し、広く提供することでBMIや神経工学の大きな発展を期待する。

文 献

1. Wise KD, Najafi K: Microfabrication techniques for integrated sensors and Microsystems. *Science*. **254**: 1335 – 1342, 1991.

2. Campbell PK, Jones KE, Huber RJ, Horch KW, Normann RA: A silicon-based, three-dimensional neural interface: manufacturing processes for an intracortical electrode array. *IEEE Trans Biomed Eng.* **38** (8): 758-768, 1991.
3. Takeuchi S, Suzuki T, Mabuchi K, Fujita H: 3D Flexible Multichannel Neural Probe Array. *J. Micromech. Microeng.* **14**: 104-108, 2004.
4. Takeuchi S, Ziegler D, Yoshida Y, Mabuchi K, Suzuki T: Parylene flexible neural probe with micro fluidic channel. *Lab Chip.* **5**: 519-523, 2005.
5. Kato Y, Saito I, Hoshino T, Suzuki T, Mabuchi K: Preliminary Study of Multichannel Flexible Neural Probes Coated with Hybrid Biodegradable Polymer. *Proc of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE EMBC Soc, New York, 2006*, pp. 660-663.
6. Pistohl T, Ball T, Schulze-Bonhage A, Aertsen A, Mehring C: Prediction of arm movement trajectories from ECoG-recordings in humans. *J Neurosci Methods.* **167** (1): 105-14, 2008.
7. Velliste M, Perel S, Spalding MC, Whitford AS, Schwartz AB: Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding. *Nature.* **453** (7198): 1098-101, 2008.
8. Sun Y, Brooks RA, Lacour SP, Cameron RE: Assessment of biocompatibility of photosensitive polyimide for implantable medical device use. *Materials Research Society 2007 Spring Meeting, MRS, San Francisco, 2007*, U4.4.
9. Polley DB, Read HL, Storace DA, Merzenich MM: Multi-parametric auditory receptive field organization across five cortical fields in the albino rat. *J Neurophysiol.* **97** (5): 3621-38, 2007.
10. Ohl FW, Scheich H, Freeman WJ: Topographic analysis of epidural pure-tone-evoked potentials in gerbil auditory cortex. *J Neurophysiol.* **83** (5): 3123-32, 2000.
11. Buzsáki G: Large-scale recording of neuronal ensembles. *Nat Neurosci.* **7** (5): 446-51, 2004.
12. Takahashi H, Ejiri T, Nakao M, Nakamura N, Kaga K, Hervé T: Microelectrode array on folding polyimide ribbon for epidural mapping of functional evoked potentials. *IEEE Trans Biomed Eng.* **50** (4): 510-6, 2003.

加藤 康広 (カトウ ヤスヒロ)

2007年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了, 博士 (工学)。同年より, 日本電信電話(株)NTTコミュニケーション科学基礎研究所リサーチ・アソシエイト。専門分野は神経インタフェース, 聴覚生理学など。

日本生体医工学会, 日本神経科学学会, 日本 DDS 学会の会員。



牧 勝弘 (マキ カツヒロ)

2000年東京工業大学大学院総合理工学研究科博士後期課程修了, 博士 (理学), 同年同志社大学工学部知識工学科ポスト・ドクター, 2002年日本電信電話(株)NTTコミュニケーション科学基礎研究所リサーチ・アソシエイト, 2005年同研究所リサーチ・スペシャリスト, 現在に至る。専門は聴覚神経生理, 聴覚モデル, 音響信号処理。

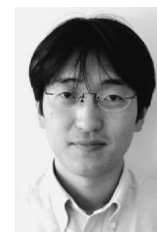
日本音響学会, 北米耳鼻咽喉科学学会, アメリカ音響学会, 日本神経科学学会などの会員



古川 茂人 (フルカワ シゲト)

ケンブリッジ大学 PhD (1996)。ミシガン大学クレスゲ聴覚研究所を経て。2001年よりNTTコミュニケーション科学基礎研究所。現在, 同研究所主任研究員。専門分野は聴覚心理学・生理学。

日本音響学会, 日本神経科学学会, 日本基礎心理学会, 米国音響学会, 北米神経科学学会, Association for Research in Otolaryngology の会員。



柏野 牧夫 (カシノ マキオ)

1989年東京大学大学院人文科学研究科修士課程修了, 日本電信電話株式会社入社。2003年より同所人間情報研究部感覚運動研究グループ主幹研究員・グループリーダー。JST ERATO 下條潜在脳機能プロジェクト潜在聴覚処理研究グループリーダー, 東京工業大学大学院総合理工学研究科物理情報システム専攻連携教授を兼務。博士 (心理学)。専門は聴覚を中心とした心理物理学, 認知脳科学。

日本音響学会, Association for Research in Otolaryngology 他会員。

