

研 究 解 説

マイクロ電極を用いたバイオテレメトリー

Biotelemetry with A Microelectrode

竹 内 昌 治*

Shoji TAKEUCHI

1. は じ め に

神経情報を計測・解析し、脳神経系や行動発現のメカニズムを明らかにする研究は、生・工・医に限らず多分野にわたって取り組まれている。また、感覚障害者の感覚神経に直接刺激を与えて、擬似感覚を誘発する研究も盛んに行われている。このような実験には、神経とのインターフェースとなるマイクロ電極が必須である。従来は細径のワイヤやガラス管微小電極を用いて行われてきたが、最近では、マイクロマシン技術を応用したマイクロ電極が注目されている。マイクロマシン技術を用いることで、微小かつ多チャンネルの電極を精確かつ大量に生産できる。また、マイクロアクチュエータと組み合わせることによって、刺入や取り付けを容易に行えることが特長である。本稿では、数十から数百ミクロン径の神経繊維の周りに固定し、埋め込み可能な微小電極について解説する。ここで紹介する電極は、マイクロアクチュエータによって神経に容易に固定することができる。このため、従来の電極では困難であった、行動中の生体からの活動電位記録を実現できる。本稿ではさらに、自由行動中の昆虫を実験対象として、電極から得られた神経信号を無線伝送することができるバイオテレメトリー装置について述べる。

2. 形状記憶合金薄膜を用いた微小電極

マイクロマシン技術を用いた微小電極は現在までに数多く報告されている¹⁻⁹⁾。これらは、大きく分けて2つに分類される。一つは、神経再生を利用したものである¹⁻⁴⁾。神経を一度切断し、その切口間に電極を挿入し固定する。すると、神経は電極を通して再生し、電極は完全に固定される。再生する神経に接触する部分から電位を記録できる。もう一つは、先端を尖らせた電極を用いて神経に刺入する電極である⁵⁻⁹⁾。刺入された部分から神経電位を記録する。

これらのマイクロ電極は広く応用が期待されているが、本稿で取り上げる行動中の生体を対象としたバイオテレメトリーに応用しようとした場合、次のような問題が生じる。神経再生電極は、再生するまでに、数ヶ月を要するため¹⁾⁴⁾、数時間で終えるような実験には向かない。さらに、一度切断し、再固定するという複雑な作業も伴う。刺入電極は、刺入の際に、操作者による手震れなどで神経にダメージを与えやすく⁹⁾、また神経に固定する機構がない。行動下での電位計測には、神経を切断したり刺したりせず、神経に低侵襲な電極が必要である。また、体が激しく動いても、神経から外れない構造を持たなければならない。そこで、ここでは、電極の材質に、形状記憶合金 (SMA; shape memory alloy) 薄膜を用いることにした。

SMA は、金属の中でも、特に柔軟性に富み、数%のひずみを与えても破断することはない¹⁰⁾¹¹⁾。また、比抵抗が高く、通電加熱によって駆動させることができるため制御性も良い。その柔軟性により、神経などの生体組織にダメージを与える可能性は低く、操作中に誤って構造を変形させてしまっても、加熱することで形状を回復することができる。また、動作は一方向だけに限定すれば、従来問題であった反復応答性の悪さの問題を回避できる。実際、微小電極の場合、一度クリップしてしまえば離す必要はないので、一方向のクリップ動作でも十分に要求を満たすことができる。ここではSMAを用いてFig. 1のようなクリップ機構を持つ電極を考案した。常温で構造を予め変形させ、電極に開口部を作り (Fig. 1の3)、そこから神経を挿入する (同4)、その後通電加熱によって形状を回復させると神経をクリップし固定できる (同5)。下部に設置された2本のプローブの電位差を計測することで神経電位を計測する仕組みである。

ここで紹介するSMA薄膜構造の製作プロセスをFig. 2に示す。形状記憶合金薄膜としてTiNi薄膜を用いた。絶縁のために熱酸化したシリコン基板上に、犠牲層となるTiを真空蒸着、構造体となるTiNiをRFマグネトロンスパッ

*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

タにより堆積させ、フッ硝酸でパターンニングした。

TiNi 薄膜の性質は、スパッタおよび熱処理の条件によって大きく変化する¹²⁾。酸化や窒化など、薄膜に汚物が混入すると、膜は脆くなる¹³⁾。これを防ぐため真空容器はスパッタ及び熱処理前に高真空に排気した。スパッタされた TiNi 薄膜の組成は、使用したターゲットの組成とは異なり Ni 過多となる¹⁴⁾。これは、合金ターゲットでは、構成元素の軽いものほどスパッタ中に散乱しやすく、基板から外れるからである¹⁶⁾。このため、ターゲット上に Ti の網 (メッシュ) を載せて組成を制御した^{10) 13)-15)}。

熱処理装置には赤外線ランプヒータ (ULVAC: MILA-3000) を使用した。急激な温度上昇を防ぐため、100°C 10 分、150°C 5 分、400°C 5 分、600°C 20 分の順に段階的に行った。また、剥離防止のため構造と基板との密着部をポリイミドで覆った。一般に SiO₂ と TiNi の密着性は悪いが、ポリイミドを用いることで擬似的に密着性を高めることができる。熱処理後、ポリイミドは熱分解し脆くなるが、空气中で熱処理したときに比べ、酸化による劣化は避けられる。また、空气中で処理した場合と比較して基板との密着性も優れていた。

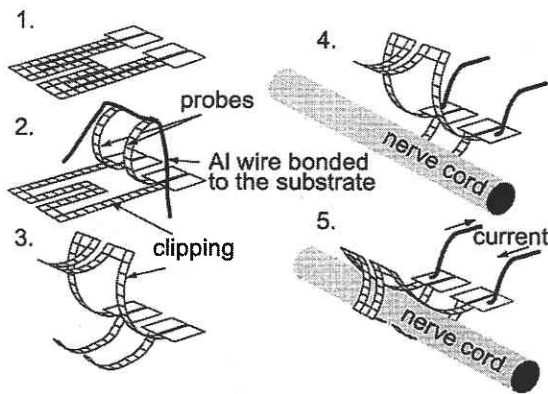


Fig. 1 SMA 電極を用いたクリッププロセス

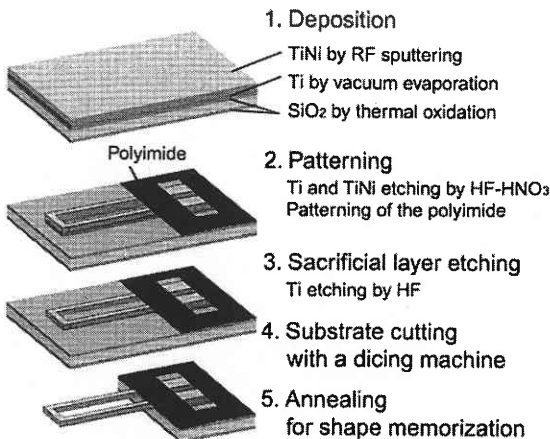


Fig. 2 形状記憶合金薄膜梁の製作プロセス

製作した電極と信号処理のための電子デバイスとを連結させるために、柔軟性に富んだリボンケーブルを製作した。従来このような目的のリボンケーブルは、単結晶シリコンを用いたものが提案されているが¹⁷⁾、ここではポリイミドを用いたリボンケーブルを提案した。ポリイミドは、柔軟性、電気絶縁性、耐熱性、生体適合性¹⁸⁾などに優れ、破断することなく塑性変形が可能などが魅力である。予め用意した銅箔 (膜厚 10 μm) に Ti を真空蒸着し、その上にポリイミドをスピンコーティングし熱硬化させる。銅箔に直接ポリイミドをコーティングすると熱硬化時に銅がポリイミド内に溶解し、硬化後の機械的特性を悪化させるため¹⁹⁾、中間に Ti を成膜した。熱硬化後に銅をエッチングし配線などをパターンニングする。銅箔から製作するため、パターンニング後にそのままりボンケーブルとして利用することができる。Si 基板などの上で成膜した場合と比較して、成膜後に剥がしたり、基板を除去するなどのプロセスが不要である。

スパッタによって得られた薄膜の組成はエネルギー分散型 X 線分析装置 (EDX; energy dispersive X-ray detector: KEVEX 7000) を用いて計測した。Fig. 3 は、TiNi 薄膜中に含まれる Ni の割合 (%) を示したものである。ターゲット上に Ti メッシュを置いた場合と置かない場合では明らかに組成に変化が見られる。結果、メッシュを置いた場合は Ti-48 at. % Ni で、置かなかった場合は Ti-54 at. % Ni であった。約 15 時間のスパッタ後も組成の変化はそれほど観察されなかった。

形状記憶合金としての変態温度の測定には示差走査熱量計 (DSC; differential scanning calorimetry, 島津: DSC-50) を用いた。3つのタイプの薄膜について測定を行った。結果をまとめ Fig. 4 に示す。マルテンサイト変態のピーク時の温度を M*, マルテンサイト逆変態のピーク時の温度を A* で示す。M* に関して、Ti-48 at. % Ni 薄膜の方が、同温度で熱処理した Ti-54 at. % Ni 薄膜よりも高く室温以上であった。M* が室温以上であれば、室温で膜はマルテンサイト相にあり、容易に変形可能である。したがって、こ

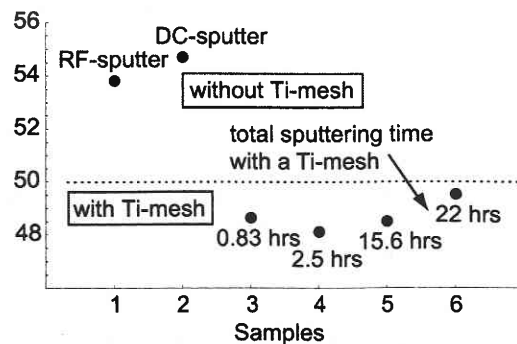


Fig. 3 スパッタ後の薄膜の組成

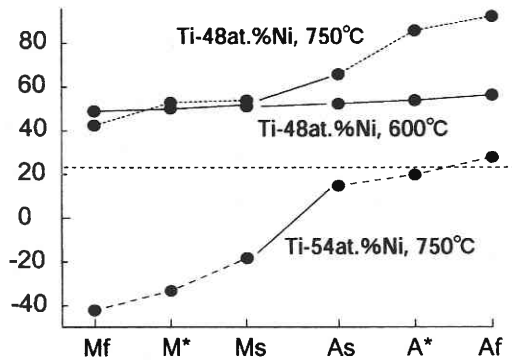
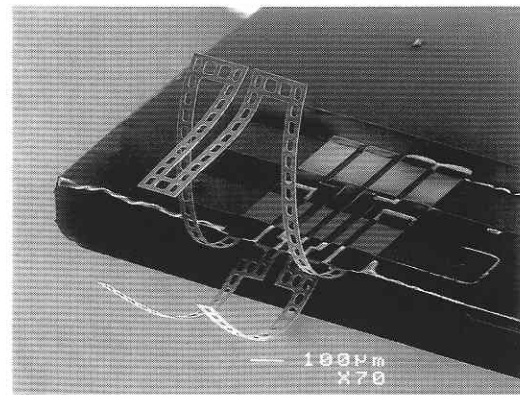


Fig. 4 組成と熱処理温度を変化させた SMA 薄膜の変態点の計測結果

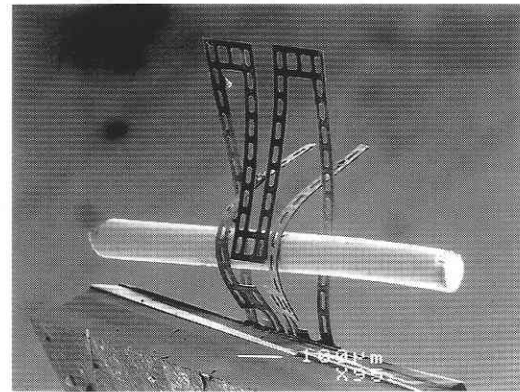
の薄膜を用いれば、冷却設備なしに SMA 薄膜を駆動させることができる。よって、電極の構造として、Ti-48 at. % Ni 薄膜を使用することにした。これはスパッタの時に、3 インチターゲット上に 35 mm × 30 mm, 10 mesh/inch の Ti メッシュを載せて成膜することで得られた。一方、A* は形状を回復する時の温度であるが、生体にダメージを与えない程度の温度でなければならない。これは主に熱処理の温度に依存し、Ti 過剰の TiNi 薄膜の場合、温度が高いほど A* は上昇する²⁰⁾。実験の結果、750°C で熱処理した膜の A* (約 80°C) よりも 600°C で処理した膜の方が低温 (約 50°C) であった。50°C は生体には限界の温度と思われるが、実際は組織との接触面積は少なく、しかも間に体液などが介在するため、組織表面の温度は 50°C 以下になる。実際、電位を計測するためのプローブ部は加熱されないため、神経電位記録には問題ないと考えられる。

電極として用いるときは、構造を予め開口部を持つように変形させる。そこに神経を挿入し、通電加熱することで神経を挟みこむ。Fig. 5 a は製作した SMA 微小電極である。電極は通電加熱によって動作する駆動部 (720 μm × 480 μm) と 2 本の C 字型のプローブ (600 μm × 70 μm) からなる。この 2 本のプローブの電位差を測定することで神経電位を記録する。この電極を使用して、径 100 μm のワイヤをクリップする実験を行った。ワイヤはプローブと駆動部によってしっかりとクリップされた (Fig. 5 b)。駆動部のクリップ構造によって神経を両側から挟み、写真 (Fig. 5 b) 上側及び右側に平行移動して抜け外れることを防いでいる。また C 字型に記憶された 2 本のプローブによって、写真左側へ抜け外れにくくしている。

ポリイミドで製作したリボンケーブルは、導電性接着剤 (藤倉化成: ドータイト D-723 S) を用いて電極に接着した。リボンケーブルは写真のように塑性変形しても破断することはなかった (Fig. 6)。実際に神経までに電極をアプローチさせるとき、このリボンを変形させながら行えば作業は容易になる。さらに、フレキシブル基板のように表面



(a)



(b)

Fig. 5 (a) 変形後の SMA 微小電極. (b) 電極を用いた φ100 μm ワイヤのクリップ

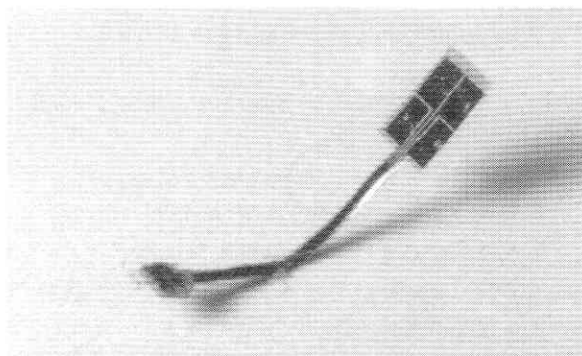
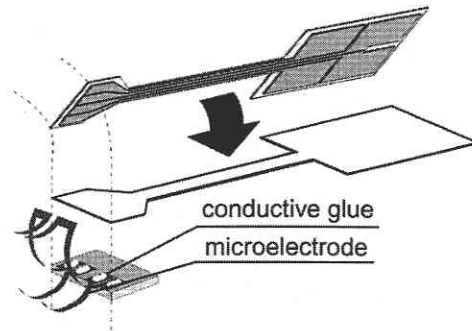


Fig. 6 ポリイミドリボンケーブルと電極の接合方法と写真

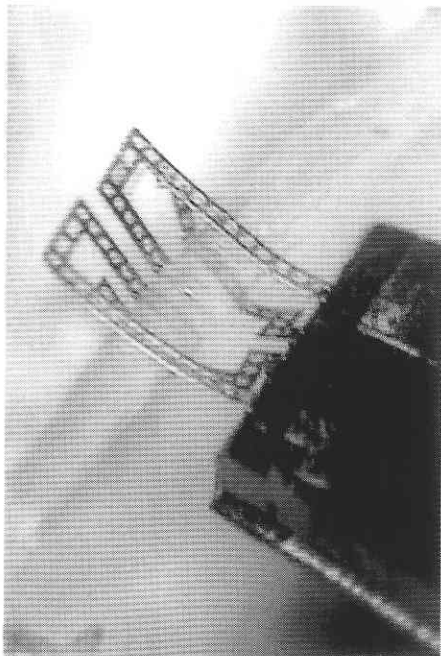
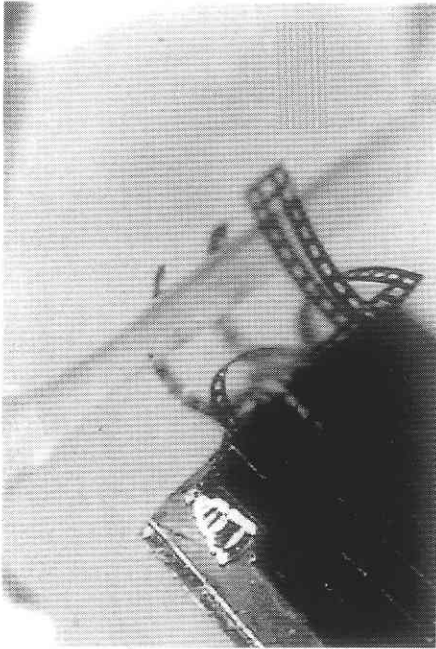


Fig. 7 SMA 微小電極を用いた昆虫の神経のクリップ

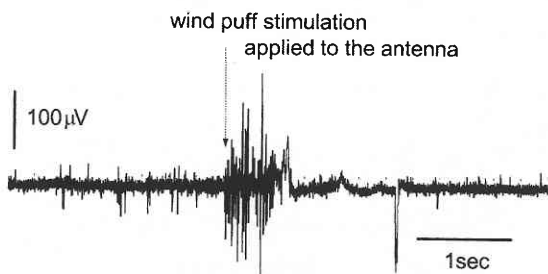


Fig. 8 電極を介して記録された昆虫の神経電位

実装用のチップを実装させることも可能であり、電極、アンプ、送信機を同一面上に製作することができる。製作した電極を用いて神経電位の記録を行った。昆虫（ワモンゴキブリ）の腹髄神経索（VNC; ventral nerve cord）をクリップした（Fig. 7）。

クリップ時に若干の乾燥は観察されたが、生体内に戻すと体液を吸収し神経は再びウェットな状態に回復した。この状態で活動電位を計測することができた。結果を Fig. 8 に示す。触角に風刺激を送ったときの神経の興奮が観察できる。一般に細胞外誘導に用いられる 2 本の金属線（銀線、エルジロイ線など）を使ったフック電極²¹⁾を使用したときと比べて、活動電位波形に特に雑音が入るなどの現象は観察されなかった。構造は柔軟性に富んでおり、生体組織に衝突しても組織がダメージを受けることはなかった。

3. 微小電極を用いたテレメータ

Fig. 9 は、SMA 微小電極から得られた信号を無線で伝送するテレメータの電気回路図である。サイズと重量を小さくするために、各素子には全て表面実装デバイス（1.6 mm × 0.8 mm）を用いた。各素子のパラメータを Table 1 に示す。実装時は、狭い範囲にチップを装着するため、半田ペースト（ニホンハンダ、DG Cream Rapidsol）を用

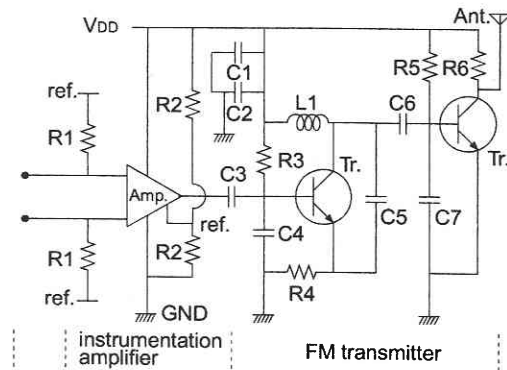


Fig. 9 試作したテレメータの電気回路図

表 1 テレメータに用いた各素子のパラメータ

R1	1 MΩ	C4	1000 pF
R2	10 kΩ	C5	5 pF
R3	62 kΩ	C6	5 pF
R4	200 Ω	C7	33 pF
R5	44 kΩ	L1	0.27~0.33
R6	240 Ω	VDD	3 V
C1	1000 pF	Amp.	AD623
C2	4700 pF	Tr. (ROHM)	2SC4618
C3	0.22 μF		

いた。すなわち、あらかじめ基板にペーストを塗り、その上に全てのチップを載せる。その後、ホットプレートで一気に基板を加熱し装着する方法を採用した。

無線送信機にはコルピッツ LC 発振回路を基本とした FM 送信機を用いた。回路の入力インピーダンスが上げるために前段に計装アンプを用いた。この回路の搬送周波数は約 80 ~ 90 MHz であり市販の FM 受信機 (Pioneer, F-03) によって神経電位波形が受信可能である。また、回路の駆動に必要な電圧は約 3 V であった。

Fig. 10 に無線機による送受信系の周波数特性を計測した結果を示す。テレメータへの入力電圧を一定にし、周波数を 10 ~ 100 kHz まで変化させたときに、受信された波形の振幅の最大値を 0 dB としてプロットした。神経電位の主な周波数は 1 kHz 程度であるので、この送受信系で減衰なく活動電位が記録できることがわかる。

また、微小電圧の信号を入力したときの、入力波形、増幅後の波形、受信波形を計測した。ファンクションジェネレータ (Hewlett Packard, 33120 A) で生成した 1 kHz の正弦波を入力信号とした。結果を Fig. 11 に示す。入力電圧は約 0.5 mVpp であるが、1 kHz 以上の高周波がノイズとし

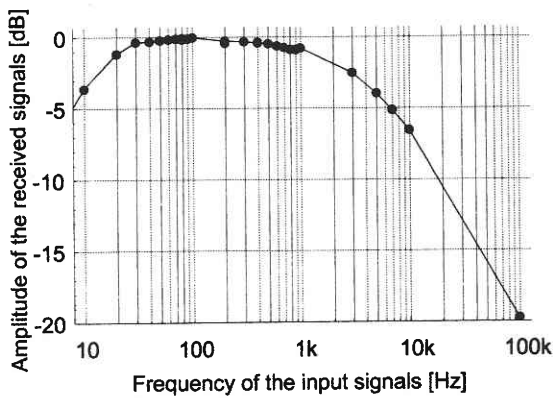


Fig. 10 送受信系の周波数特性

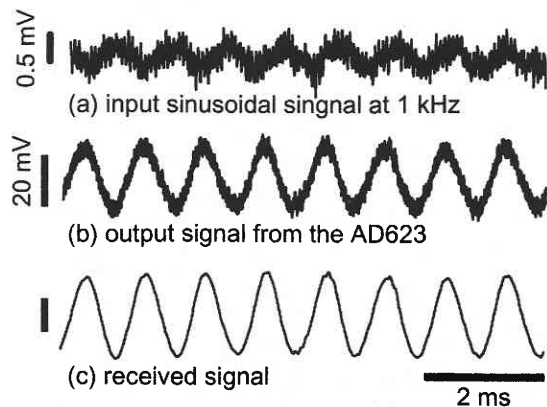


Fig. 11 テレメータに微小電圧の信号を入力したときの入力波形、増幅後の波形、受信波形。受信後の波形は、高周波成分が除去されているのがわかる

て混入している。増幅後は計装アンプの周波数特性によって高周波成分はそれほど増幅されず、波形が比較的鮮明に現れている。さらに受信後は、Fig. 10 に示した送受信系の周波数特性によってほとんどの高周波成分が減衰し、鮮明な 1 kHz の信号が記録されている。FM 送信機の搬送波は約 80 ~ 90 MHz の信号なので、ノイズは混入しにくい。一方、有線による計測ではノイズは消えず、ワイヤが長くなればツイストしてもノイズの混入は避けられなくなる。比較的長い距離でもノイズが混入しない点は、FM 送信の優れた点といえる。

次に、入力信号として最適な電圧値を調べるために、各入力電圧に対する出力信号 (受信信号) のノイズ比 (S/N 比) を計測した。入力信号として 1 ~ 40 mV、1 kHz の正弦波を用いた。ノイズ比は受信された信号をパワースペクトル分析し導出した。結果を Fig. 12 に示す。グラフから入力信号としては、10 ~ 15 mV がノイズ比 65 dB と大きく最適であるといえる。ここで、通常神経電位の細胞外記録では、100 μV 程度の信号が観察されることから、計装アンプの増幅率を 100 倍に設定し送信機に入力した。

Fig. 13 は、送信機からの距離を変化させたときに受信された信号のノイズ比を計測した結果である。実験は半径 7 m は障害物のない開放空間で行った。地面から約 145 cm の高さに送信機を設置した。駆動電圧は 3 V でアルカリ乾電池を用いて供給した。このときの発振周波数は 89.7 MHz

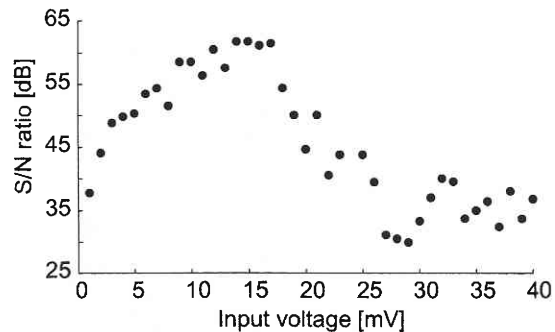


Fig. 12 入力信号の電圧に対する受信信号のノイズ比

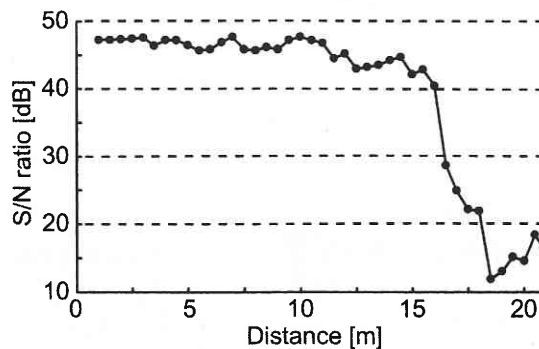


Fig. 13 テレメータが高ノイズ比で送信可能な距離の計測結果

であった。送信機には入力電圧が 10 mVpp で周波数 1 kHz の正弦波を入力した。受信機は信号源から 50 cm ごとに移動させ、受信された波形の S/N 比を Fig. 12 と同様の方法で算出した。結果、約 16 m までは、S/N 比が 40 dB 以上で鮮明な波形が受信された。16 m を超えると S/N 比は急激に減少し、波形が乱れ検出することが困難になった。その後、減少しつづけるが、搬送波が壁などの障害物に反射することによる影響で一時的に増加する現象も観察された。

製作した無線送信機と SMA 微小電極を一体化したテレメータの写真を Fig. 14 に示す。基板サイズは 15 mm × 8 mm で、重さ約 0.1 g (バッテリーなし) であった。この送信部を昆虫の背部に取り付け、行動下での神経電位無線計測を行った。

実験はワモンゴキブリ (*Periplaneta americana*) の成虫 (体長約 3 cm) を用い、次のように行った。まず二酸化炭素で麻酔後、背部にテレメータを取り付ける。取り付けはゴキブリ駆除用の粘着シートを用いた。その後、胸部腹側のクチクラを切開して、電極を埋め込み神経束に固定する。本実験では、胸部第 2 神経節と第 3 神経節を結ぶ腹髄神経索 (ventral nerve cord; VNC) に取り付けられた。また、電極を体液から絶縁するためと切開部から体液が蒸発し乾燥することを防ぐために、ワセリンで切開部を覆った。活動電位の計測は、外部ノイズをできるだけ遮断するために金属箱 (33 cm × 22 cm × 9 cm) の中にゴキブリを解放して行った。このとき、ゴキブリはテレメータを搭載した状態で自由に歩行することができた。

活動中に受信された信号はデジタルビデオ (DV) カメラのマイク端子に入力した。この方法で、活動電位は 32 kHz で DV テープの音声トラックに長時間記録できる。また、実験中のゴキブリの映像と受信された神経信号を同時に記録することができる。

以上の装置を用いた実験の結果、行動中の神経電位を無線で送信し計測することができた。実験の間、電極は神経から外れることなく固定されていた。得られた神経電位波形を Fig. 15 に示す。静止時 (a) に比べ、歩行時 (b) は様々な振幅のインパルスが多く観察されたことから、歩行中では VNC 内の多くの神経が興奮していることが理解できる。また、静止時から歩行するまでのインパルス放電頻度の推移をプロットしたグラフを Fig. 16 に示す。歩行を開始する数秒前からインパルス頻度の上昇が観察され、歩行中は平均して高い頻度を維持している。通常ゴキブリは、歩行を開始する前に、進行方向に向かって触角を回転させるが、このとき、脳のキノコ体に触角の動きに先行してスパイク放電を示すニューロンが確認されている²²⁾。腹髄神経索中にも同様の性質をもつ神経が存在することが、本実験結果から理解できる。このように、ここで提案したバ

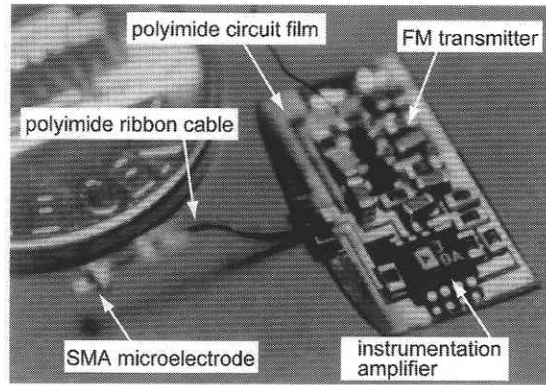


Fig. 14 形状記憶合金薄膜微小電極を取り付けた計装アンプ、FM 送信機からなるテレメータ

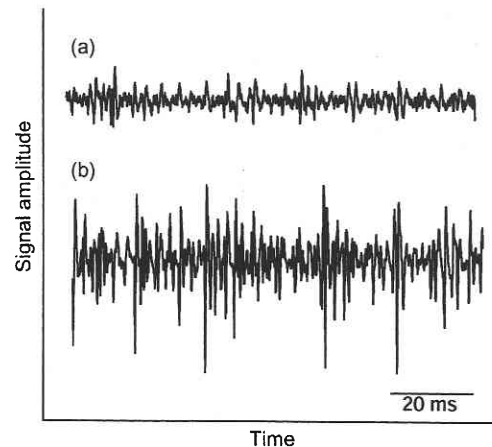


Fig. 15 (a) 静止時、及び (b) 歩行時のゴキブリの腹髄神経索から記録された活動電位



Fig. 16 静止から歩行に移行するときにインパルス頻度の推移

イオテレメトリ装置を用いることで、行動が推移する場合の神経情報を時系列で計測することができる。

4. おわりに

本稿で紹介した微小電極は、柔軟性に富み、神経を傷つけることなくクリップし、活動電位を記録することができた。扱う神経が細くなればそれだけ電極を神経に接近・接触させることが困難になってくる。神経との接触が悪い電極からは明瞭な信号を記録することができない。SMA 微

小電極は、これらの作業を容易にし、しっかりと神経に固定することができる。

また、SMA 薄膜に注目すると、組成を変化させることによって、変態点を常温以上に設定できた。これによって常温で冷却装置を用いることなく、構造に大変形を与えることが可能になった。従来 SMA を用いた微小アクチュエータには、変形、回復の反復動作が要求されるものが多くあったが、SMA 電極は一方方向の駆動のみが要求され、反復動作は不必要なものであった。これによって、SMA の欠点であった反復応答の悪さの問題を回避することができた。クリップ機構、あるいは自己組み立てなどにおける結合機構など、反復動作を必要としない微小構造に、SMA 微小アクチュエータを用いることも賢明な利用法である。

試作したテレメータは表面実装デバイスで構成し、サイズ 15 mm × 8 mm、重量約 0.1 g で昆虫の背中に搭載可能なサイズと重量を実現した。入力信号の最適電圧は 10 ~ 15 mV であった。送信機の搬送周波数は約 80 ~ 90 MHz であり、高 S/N 比で受信できる距離は約 16 m であった。本システムを用いて自由行動中の昆虫から神経電位を無線計測することで、試作したバイオテレメトリシステムが行動下での神経電位計測に有効であるといえる。

(2002 年 1 月 10 日受理)

参 考 文 献

- 1) T. Akin, K. Najafi, R. H. Smoke and R. M. Bradley, A Micromachined Silicon Sieve Electrode for Nerve Regeneration Applications," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 41, no. 4, pp. 305-313, 1994.
- 2) P. Dario, P. Garzella, M. Toro, S. Micera, M. Alavi, J.-U. Meyer, E. Valderrama, L. Sebastiani, B. Ghelarducci, and P. Pastacaldi, "A Micro-fabricated Interface for Neural Recording and Stimulation," Journal of Micromechanics and Microengineering, vol. 7, pp. 233-236, 1997.
- 3) G.T.A. Kovacs, C.W. Storment, M.H. Miller, C.R. Belczynski, Jr., C.C.D. Santina, E.R. Lewis, and N.I. Maluf, "Silicon-Substrate Microelectrode Arrays for Parallel Recording of Neural Activity in Peripheral and Cranial Nerves," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 41, no. 6, pp. 567-577, 1994.
- 4) T. Stieglitz, X. Navarro, S. Calvet, C. Blau, and J.-U. Meyer, "Interfacing Regenerating Peripheral Nerves with a Micromachined Polyimide Sieve Electrode," Proc. Ann. Inter. Conf. of the IEEE Eng. Med. and Biol. Soc. (EMBS), pp. 365-366, 1996.
- 5) A.C. Hoogerwerf and K.D. Wise, "A Three-Dimensional Microelectrode Array for Chronic Neural Recording," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 41, no. 12, pp. 1136-1146, 1994.
- 6) A.B. Frazier, D. P. O' Brien and M.G. Allen, "Two dimensional metallic microelectrode arrays for extracellular stimulation and recording of neurons," IEEE Micro Electro Mechanical Systems Workshop (MEMS'93), pp. 195-200, 1993.
- 7) G. Ensell, D.J. Banks, D.J. Ewins, W. Balachandran and P.R. Richards, "Silicon-Based, Microelectrodes for Neurophysiology Fabricated Using a Gold Metallization/Nitride Passivation System," Journal of Microelectromechanical Systems, vol. 5, no. 2, pp. 117-121, 1996.
- 8) 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 Transaction on Biomedical Engineering, vol. 38, no. 8, pp. 758-768, 1991.
- 9) D.J. Banks, W. Balachandran, D.J. Ewins, S.C. Hughes, and P.R. Richards, "Intraneural Extracellular Recording from Locust Peripheral Nerve with Thin-Film Microelectrodes: Methods and Results," Proc. 16 th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS), pp. 798-799, 1994.
- 10) R.H. Wolf, and A.H. Heuer, "TiNi (Shape memory) Films on Silicon for MEMS Applications," Journal of Microelectromechanical systems, vol. 4, no. 4, pp. 206-212, 1995.
- 11) H. Kahn, M.A. Huff, and H. Heuer, "The TiNi Shape-Memory Alloy and Its Applications for MEMS," Journal of Micromechanics and Micro-engineering, vol. 8, pp. 213-221, 1998.
- 12) A. Ishida, M. Sato, A. Takei and S. Miyazaki, "Effect of Heat Treatment on Shape Memory Behavior of Ti-rich Ti-Ni Thin Films," Material Transactions, JIM, vol. 36, no. 11, pp. 1349-1355, 1995.
- 13) S. Miyazaki, and K. Nomura, "Development of Perfect Shape Memory Effect in Sputter-Deposited TiNi Thin Films," IEEE Micro Electro Mechanical Systems Workshop (MEMS'94), pp. 176-181, 1994.
- 14) D.S. Grummon, Li Hou, Z. Zhao and T.J. Pence, "Progress on Sputter-Deposited Thermottractive Titanium-Nickel Films," Journal de physique IV, vol. 5, C 8, pp. 665-670, 1995.
- 15) Y. Kawamura, A. Gyobu, H. Horikawa and T. Saburi, "Martensitic Transformations and Shape Memory Effect in Ti-Ni Sputter-Deposited Thin Films," Journal de physique IV, vol. 5, C 8, pp. 683-688, 1995.
- 16) 小林春洋著, "スバツタ薄膜," 日刊工業新聞社, 1993.
- 17) J.F. Hetke, K. Najafi, and K.D. Wise, "Flexible Silicon Interconnects for Microelectromechanical Systems," Transducers'91, pp. 764-767, 1991.
- 18) R.R. Richardson, J.A. Miller, and W.M. Reichert, "Polyimides as Biomaterials: Preliminary Biocompatibility Testing," Biomaterials, vol. 14, no. 8, pp. 627-635, 1993.
- 19) 三浦修, 渡辺宏, 宮崎邦夫, 沼田俊一, "Cu 上に熱硬化したポリイミド膜の特性評価," 電子情報通信学会論文誌 C, vol. J 71-C, no. 11, pp. 1510-1515, 1988.
- 20) A. Ishida, A. Takei, M. Sato and S. Miyazaki, "Shape Memory Behavior of Ti-Ni Thin Films Annealed at Various Temperatures," Materials Research Society Symposium, vol. 360, pp. 381-386, 1995.
- 21) 平本幸雄, 竹中敏文, "実験生物学講座 5," 丸善, 1982.
- 22) M. Mizunami, J.M. Weibrecht, and N.J. Strausfeld, "A New Role for the Insect Mushroom Bodies," In: Biological Neural Networks in Invertebrate Neuroethology and Robotics, ed. by R. D. Beer, R. E. Ritzmann, and T. McKenna, pp. 199-225, Academic Press, 1993.