

切断された神経の再生率の問題があり、また、再生した神経から活動が記録できるかどうかの問題がある。このため、より神経軸索の再生を促進し、効率の良い信号の送受信を可能とする事を目的として新しい電極の開発を行った。

生体適合性が高く、かつ、柔軟で侵襲の少ないパリレンを用いて作製した柔軟型パリレン再生型電極のプロープ部に、細胞の成長方向を促すガイドディスクを設置した電極を試作し、検討を行なった。作製方法を図2-3に示す。

C. 研究結果

神経再生型電極の試作評価結果

細胞成長ガイドディスク部分のSEM写真と、各電極のインピーダンスの平均値と2電極間のインピーダンスの平均値を図2-4に示す。設計したプロープは、図2-5に示すように、直径16 μm の電極孔16個を持ち、断端のギャップにおいて再生した軸索を誘導・通過させるための孔(電極)を備え、歯車様の電極孔を有している。その結果、細胞成長促進のためのガイドディスクの有無によって、若干のインピーダンスの変化が見られた。ディスクによって、電極間の距離が遠くなることから、ランダムに増殖した神経細胞が複数の電極穴を通過し、ショートさせることを防ぎうる事が期待できる。

また、ディスクの有無による3T3細胞の接着試験の結果、ディスクのないものは電極穴と並行方向に増殖を始め、電極の測定可能部を通過するかどうかはランダムな増殖を待つしかないのに対し、ガイドディスクのあるものは、電極の測定可能部に向かってダイレクトに増殖を始めようとしているのがわかる(図2-5)。

この電極をラットに埋め込んだ様子を図2-6に示す。手術後のラットは、電極による拒絶反応や炎症反応などの影響は全く見られず、2ヵ月後の実験終了まで非常に健康であった。

この電極は、今後、更に発展させて行く予定

であるが、その発展形の例を図2-7に示す。例としては、重層させることにより、3次元電極の配置を可能とする事や、ディスクに流路を作製することで薬剤を注入できる可能性などが考えられる。

以上、これまでの実験結果から、新しく開発した細胞成長ガイドディスク付の神経軸索再生型電極の有効性と生体適合性・安全性が確認できている。今後は信号の送受信の安定性について評価を進める予定である。

最初に述べた課題1、課題2ともに、パリレンを用いた柔軟電極は生体適合性が高く、長期に渡って安定した埋め込みが可能であることが確認できた。

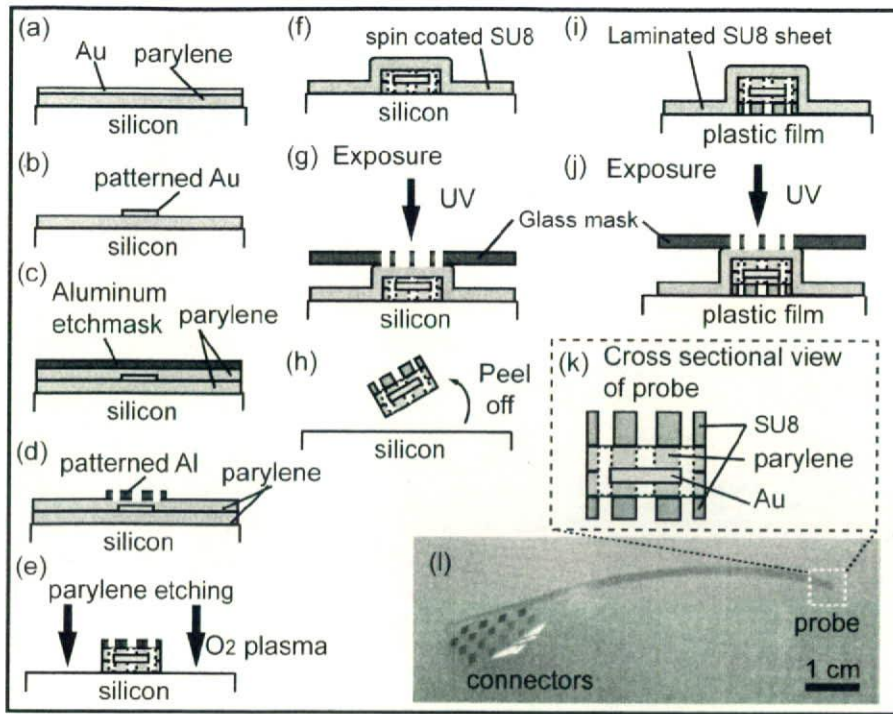


図 2-3. 今回開発を行った再生型電極の解説図
 [a-b] まず最初に、金属をパリレンフィルムの上にパターンし、
 [c-e] 次に第2層目のパリレンフィルムの沈着、パターン付けを行なった。
 [f, g] 次に、SU8 のガイダンスをフォトリソグラフィにより片側に作成、
 [h] ウェファからピールオフした。
 [i-l] 最後に、ガイダンスの反対側も同様に作成し、プロセスは完了

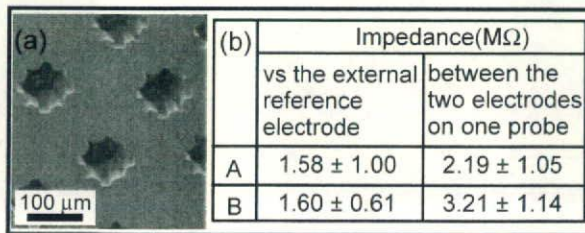


図 2-4. SU8 ガイダンスの影響
 (a) SU8 表面の SEM でのイメージ
 (b) 電極のインピーダンスを示す。
 A は SU8 なしでのインピーダンス値で、
 B は SU8 をつけた時のインピーダンスデータ

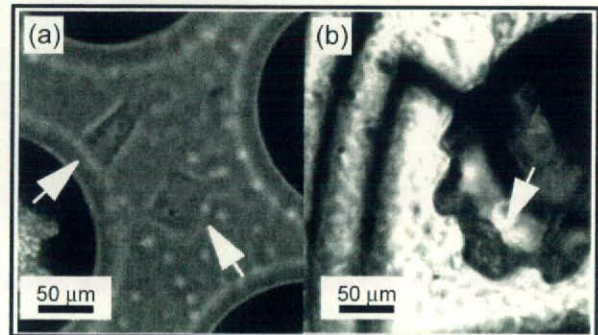


図 2-5. 位相差顕微鏡による細胞接着の観察
 (a) SU8 のガイダンスがない場合には、金とパリレン基質によるフラットな表面では、細胞はランダムに広がっている。
 (b) SU8 のガイダンスをつけた場合には、細胞は壁のコーナーに接着し、結果として、細胞が孔の方に向かう形となっている。

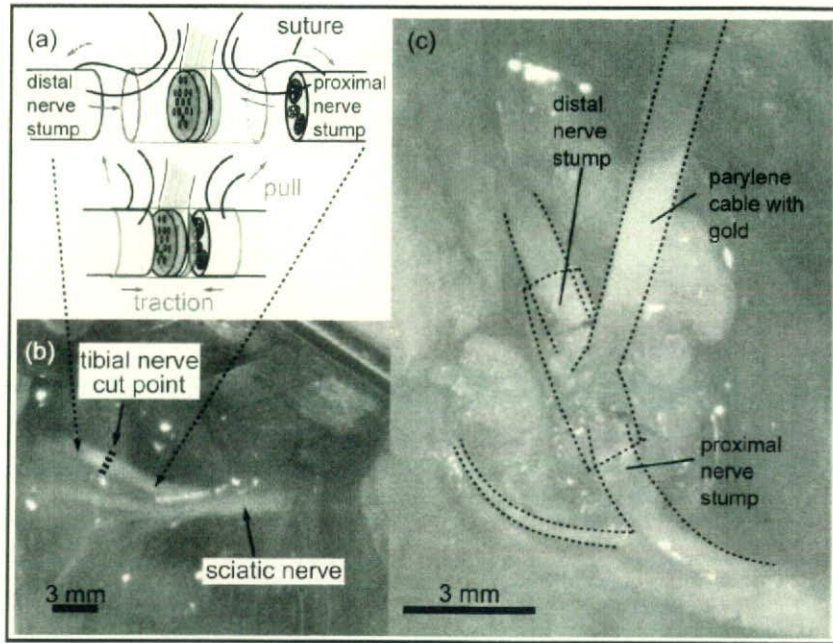


図 2-6. 作成した電極の埋め込み実験
 [a] 埋め込み実験の過程を示す
 [b]. ラット頸骨神経を坐骨神経がら分かれる部位近辺においてカットし、その両端を再生型電極のシリコンチューブに入れ、固定する
 [c] 電極を埋め込んだ後の写真

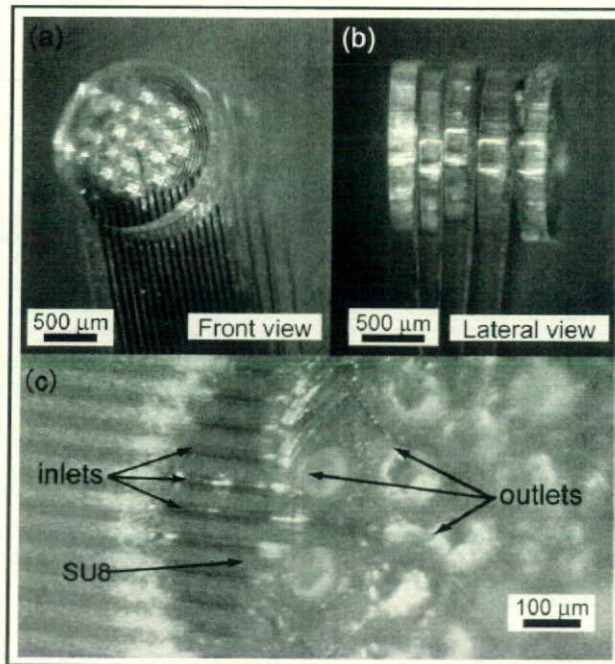


図 2-7. 今後の方針について
 [a,b] ガイダンスを積層する事によって電極のチャンネル数を増やす
 [c] 流路の途中に分岐を作成し、(神経が再生する)経路中に薬剤や増殖因子などを注入できるような形を形成したものを試作中

流路型神経再生電極の応用

前述のように、神経再生電極は末梢神経用神経電極として大きな可能性を持つものとして大いに期待されているインタフェースデバイスである。

この再生型神経電極は、理論的には、1) 再生した神経線維が電極孔の中を通る形となるので、物理的に確実に固定され、電気的にも安定した計測が期待しうる、2) 孔の数と径を調整する事によって、特定の神経線維を選択的に(究極的には1本ずつ)電極孔に通す事も可能(即ち、選択的な入出力が可能)、などの利点が考えられ、多くのグループがこのタイプの電極の開発を試みてきているが、その多くは、非常に薄いシリコン基板やフレキシブルフィルムをベースとして、平面上に電極孔を配置するという形態をとっており、このために、記録部が(末梢神経線維で跳躍伝導の電気活動が生じる)ランビエ絞輪の位置から離れた状態になってしまい、S/N比が劣化してしまう可能性がある。また、個々の神経線維の活動を分離して記録・或いは刺激するためにはチャンネル数を増やす事が必要であるが、その際に配線の問題が生じてくる事、などの問題点もある。

本研究の分担者が、別のプロジェクトで試作段階まで開発を進めた電極に、「流路型神経再生電極」があり、我々は本プロジェクトで、この「束流路型神経再生電極」も使用を考えているので、この電極について簡単に述べる。この「束流路型神経再生電極」は柔軟なパリレンフィルム上にマイクロ流路のチャンネルを形成・集積した新しい型の神経再生型電極であり、図2-9に示すような構造をとっている。

【作成方法】

試作に関しては、体重 300 g 程度のラットの坐骨神経(直径は 1.5mm 程度)を対象としており、電極の筒の直径は 1.6mm、流路の神経線維方向の長さは 1.5mm、流路の内寸は、幅 100 μ m、高さ 30 μ m、隣接する流路間の間隔は 100

μ m 上記のフレキシブル神経再生電極の作成プロセスを図2-10に示す。各流路は、1つ或いは複数の記録(或いは刺激)電極部を持っており、また、再生軸策を通すガイド(路)ともなっている。フォトレジストは犠牲層として働き、流路を巻いた後には除去される事になる。

【作成結果と埋め込み実験】

試作した電極構造を図2-11に示す。この試作品では、全長(幅)は 2mm で、流路の数は 80~200 となっており、各流路は、100 μ m(W) \times 40 μ m(H) \times 1500 μ m(L) である。フォトレジストとしては THB-611P あるいは、流路の高さを規定する事になる厚みを 40-100 μ m に調節するために、SUNFORT AQ-4059 ドライフィルムレジスト(Asahi Kasei)を用いている。

我々は、培養神経細胞(Primary culture neural cells)を用いてこの電極の生体適合性に関して *in vitro* test を行い、良い結果を得ているが、ラットの坐骨神経に埋め込んだ、生体適合性と(信号計測に対する)性能に関する *in vivo* 実験に関しては、まだ、自発神経活動の記録には成功しておらず、形態・材料等の検討を繰り返している段階である。

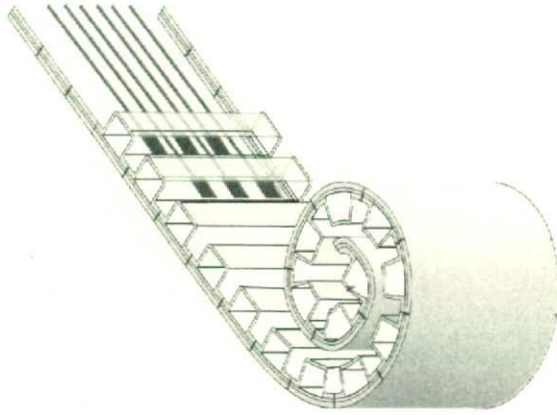


図 2 - 9 . 流路を持つフレキシブル神経再生電極の基本構造

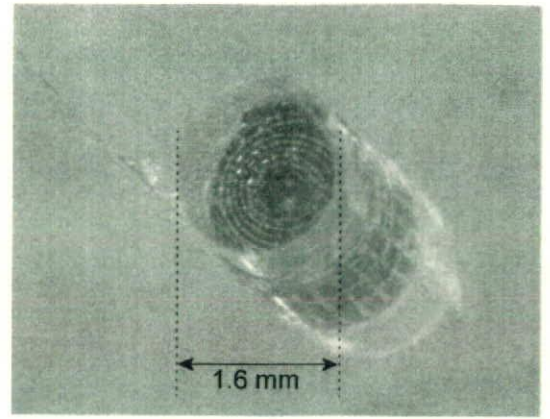


図 2 - 11 . 流路を持つ再生型神経電極

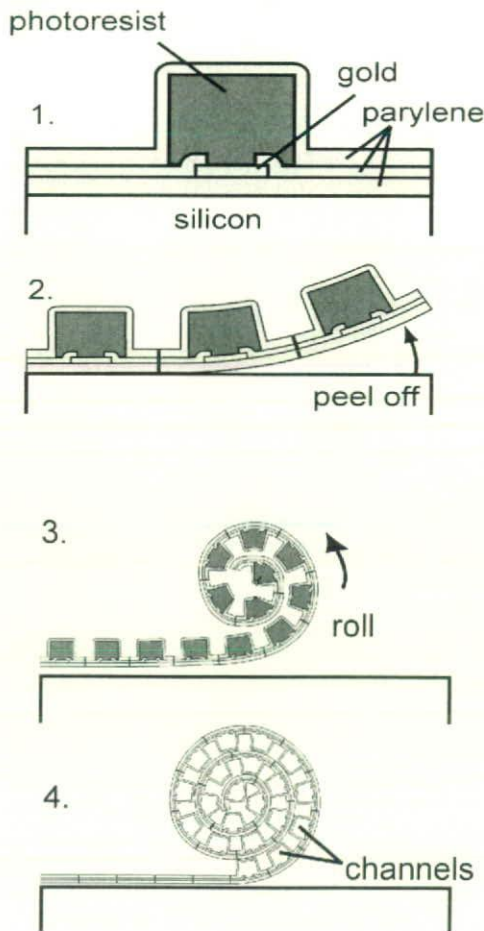


図 2 - 10 . 流路を持つフレキシブル神経再生電極の作成プロセス

パリレン柔軟神経電極の改良：刺入、信号送信および安全性評価

我々がこれまで開発してきた、ラット脳への刺入が可能である柔軟な神経プローブを、末梢神経系へ転用する事を目的とした実験を行った。試作した電極を用いてサルの脊髄刺激を行い、その際に、筋部に誘発筋電図を生じる刺激閾値を1か月間長期計測し、その閾値の経時的変化を検討する事により、電極の長期埋め込み時の性能の評価を行った (図2-12)。

結果としては、手術直後から2週間程度の間は刺激閾値が手術直後の3倍程度まで上昇したが、この上昇は手術直後に投与した抗生物質の不適合による一過性の感染によるものと推察された。2週間以後、刺激閾値は手術後1ヶ月まで安定し、200~300 μA の電流で筋電図活動が誘発された (表2-1)。最も閾値が低かった筋

は拇指内転筋及び第一背側骨間筋であり、この2者の活性化は拇指と示指を用いた把握運動を示唆しており、実際に連続刺激 (30 Hz, 1 sec) を同電極へ行くと、自然な対立把持運動が誘発できた。今回用いたプローブは4カ所へ電気刺激を行う事ができるが個々の電極の刺激によって誘発された筋電図パターンは類似していた。

また、従来のステンレスワイヤは埋め込み後2週間程度で刺激閾値が計測できなくなったことに比べ、パリレンによる柔軟神経電極は、埋め込み後実験終了の1ヶ月以上に渡って刺激閾値の計測が可能であった。脊髄に埋め込む前と実験40日後に回収した電極のインピーダンスに関しては、その測定値を比較すると、平均値は6.5 k Ω から3.4 M Ω へ増加していた (表2-2)。

以上の結果から、パリレン柔軟電極については、長期の安定した刺激 (筋電図活動の誘発) が可能であることが示唆された。

表2-1. 刺激閾値

Days from implant (days)	Threshold current (μA)			
	Electrode 1	Electrode 2	Electrode 3	Electrode 4
4	60	20	40	20
9	80	80	80	60
18	300	300	300	400
25	250	280	250	300
32	300	300	250	350

表2-2. 電極インピーダンス

	Impedance Z (Ω)	Phase θ ($^\circ$)
Before	6.5 k Ω	-6.3 $^\circ$
After	3.4 M Ω	-17.4 $^\circ$

Electrode impedance at 1 kHz

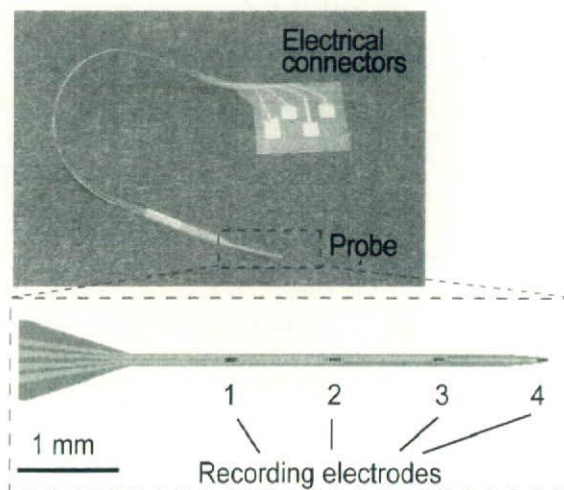


図2-12. パリレン柔軟電極の写真を示す (全長 48 mm)

D. 健康危険情報

特になし

E. 研究発表

論文発表

1) 満洲邦彦.ブレイン・マシン・インタフェースシステム;認知神経科学,Vol. 11 No. 1,pp.10-16, 2008

学会発表

- 1) 小竹直樹. マイクロダイアリシス機能を付加した神経電極の試作; 第 47 回日本生体医工学大会. 2008.5.9 (神戸)
- 2) 鈴木隆文. デバイス技術から見た BMI の現状と将来; 第 23 回日本生体磁気学会大会. 2008.6.12(東京)
- 3) 小竹直樹. MEMS テトロードの立体化の検討; 第 23 回生体・生理工学シンポジウム. 2008.9.28(名古屋)
- 4) 小竹直樹. A flexible parylene neural probe combined with a microdialysis membrane;

microTAS 2008. 2008.10.15(サンディエゴ)

- 5) 五條理保. 脊髄内微小電気刺激のためのパリレン柔軟電極; 電気学会バイオ・マイクロシステム研究会. 2008.9.11 (東京)

図書

- 1)満洲邦彦. ヒューマンインタフェースのための計測と制御.シーエムシー出版. pp. 241-257.2009.

F. 知的財産権の出願・登録状況

特許取得

実用新案登録

その他

該当なし

厚生労働科学研究費補助金（医療機器開発推進研究事業）
分担研究年度終了報告書（平成20年度分）

研究課題名：

神経インタフェースによる義肢における感覚機能の実現

課題番号：H20-ナノ一般-003

分担研究者

國本雅也 済生会横浜市東部病院脳神経センター
鈴木隆文 東京大学大学院情報理工学系研究科 講師
満洲邦彦 東京大学大学院情報理工学系研究科 教授

研究要旨

義手において、触・圧覚などの感覚機能を有する事の意義、さらには位置（関節角度）感覚を有することの意義は、QOLの点からも、さらに精緻な運動の実現のためのフィードバック信号という点からも非常に大きいものであるが、そのようなシステムは、まだ開発されていない。今回我々が実現しようとしているシステムは、生体の末梢神経系の感覚神経に電極を装着して、その電極を通じてパルス状の電気信号を入力し、自分自身の手でもものに触れた場合に発生するのと同じ神経系の信号（電気活動のパルス列）を感覚神経系に入力してやるという方法を計画している。現時点では（本プロジェクトで開発中の）末梢神経用電極は設計・試作段階であるため、動物においても感覚呈示実験を行う段階にない。このため、今年度はヒトを被験者としマイクロニューロプログラム法を応用した刺激実験を中心に、研究を行ってきた。圧感覚生成に関するこれまでの成果を発展させるとともに、振動感覚生成に関しても実験を行い、コーディング則解明を進めた。さらに位置感覚呈示に関しても基礎的な実験を開始したので報告する。

満洲が研究全般の統括を行い、國本がマイクロニューロプログラムに関する部分を、鈴木、満洲が、コーディング則解明も含めた信号解析や、位置感覚呈示等について担当する。

A. 研究目的

末梢神経感覚神経線維の電気刺激による人工感覚生成手法

感覚神経の刺激による人工的感覚生成の原理

義手にとって、触・圧覚などの感覚機能を持つ事の意義は、今更言うまでもない事であるが、現時点では、感覚機能を持つシステムは、まだ開発されていない。研究レベルのシステムに関しても、義手でもものに触れた場合、

装着者に触圧覚などの感覚を与える方法としては、一般的には、残存する肢や体幹部など、本来の位置とは異なる体の部位に振動などの刺激を加える事によって感覚に代用するという方法を取る場合が多いが、これらの方法で得られる感覚は、「あたかも自分の手で触れた」というレベルには程遠い。これに対して、装着者に圧などの感覚を生じさせる方法として、生体の感覚神経系に電極を装着し、これを用いて当該感覚神経系にパルス列の電気信

号を入力し、自分自身の手でもものに触れた場合と同じ神経系の信号を感覚神経系に発生させてやるという方法をとれば、結果として、全く同じ質・強度の感覚を生じさせる事が出来るはずである。というのが、基本的な考えである。信号の入力の部位としては、中枢神経系と末梢神経系があるが、我々は、基本的に、末梢神経において感覚神経線維と外部機器の情報ラインとの間で情報の交換を行う事を考えており、まず、これについて簡単に説明する。

生体における感覚系の経路を考えてみると、感覚を生じる外部からの物理的・化学的刺激は、まず、各種の感覚受容器によって検出される。感覚には、視覚や聴覚などの特殊感覚と、触・圧覚、温・痛覚、振動覚などの改正感覚、および、位置覚・運動感覚などの深部感覚などがあるが、本研究で義手に与えようとしているのは体性感覚と深部感覚であり、前者に属する受容器としては、皮膚の真皮層などに存在しているマイスネル小体、ルフィニ終末、メルケル盤、ファーター・パッチーニ小体、ピンカス小体、毛包受容器、あるいは自由神経終末などがあり、また、後者に属する、深部に存在し、いわゆる固有感覚と呼ばれる位置覚や運動感覚を司る機械刺激受容器としては、筋紡錘やゴルジの腱受容器などが知られている。これらの受容器に対して対応する刺激が加えられた場合、刺激は受容器によって検出され、スパイク状（パルス列）の電気活動（信号）に変換され、末梢神経（神経線維）を伝わって中枢へ伝達され、脊髄神経根後根を経て脊髄に入り、対側、あるいは同側の感覚路を上行して最終的に大脳皮質の感覚野に伝達され、この部位（大脳皮質感覚野）が刺激される事により、対応する感覚が生じる結果となる。

その際、これらの経路の途中、即ち、末梢神経や脊髄などの感覚神経線維、あるいは大

脳皮質感覚野におけるニューロンなどに、末梢の受容器が機械的刺激を受けた場合に生じるのと全く同じ信号列を何らかの方法によって、生じさせてやる事ができれば、末梢の感覚受容器を刺激した場合と全く同じ感覚を生体に生じさせる事が可能と考えられる（つまり「虚」感覚を生じさせる事ができる）。ここで、「神経系に神経活動電位（列）を生じさせるための方法」としては、中枢神経系、或いは末梢神経系に、電気刺激・磁気刺激・化学刺激・機械的刺激・光刺激など種々の刺激を外部から加えるという方法が試みられているが、なるべく自然の生理的条件に近い事、侵襲が少ない事、ある程度の帯域の繰り返し周波数が取りうる事、刺激する神経線維（あるいは神経細胞）の数を出来るだけ少数（出来れば1本の神経線維・1個の神経細胞）としうる事、などの条件から、一般に電気刺激が用いられ、我々も（生理的実験として行なう場合には）後述のタングステン微小電極（マイクロニューログラム電極）を用いた電気刺激法（マイクロステイミュレーション法）を用いている。

マイクロニューログラム法・マイクロステイミュレーション法は、1960年代の末にスウェーデンのウプサラで Hagbarth と Vallbo によって開発された手法であり、タングステンなどの金属製の微小針電極を直接、経皮的に末梢神経内に刺入し、針電極のチップの先端の絶縁材料の被覆が剥がれている部分（1～数 μm ）が、丁度、単一神経線維のみに接触するように先端位置を調節する。この1本の神経線維は末端で何個かの機械刺激の受容器に接続し、これらを統合した状態となっているが（この1つの単位を「機械的感覚受容ユニット」と称する）、この1本～数本の神経線維の信号を計測記録する手法、および、この単一～複数の神経線維に電気刺激を加える手法の事を、それぞれ、「マイクロニューログラム

法」及び「マイクロスティミュレーション法」と言い、我々は後者のマイクロスティミュレーション法によって末梢の受容器が機械的に刺激された場合と同じ信号を当該する神経線維に発生させ、これによって末梢の受容器が機械的に刺激された場合と全く同じ（種類・強度の）感覚を被験者に生じさせるという方法を試みている。

本研究で行なった実験では、主に正中神経を対象とし、前腕部でマイクロニューログラム針電極の刺入を行っている。

導出した活動電位は、300～5000Hz 帯域のバンドパスフィルタを通し、プリアンプを介して最終的には 50000 倍程度に増幅し、コンピュータディスプレイやオシロスコープなどを用いて観察を行う。また、通常、この際にスピーカーを介して音としても活動電位のモニタを行っており、単一ユニットのパルス列や自律神経のバーストなどは特有な音調として認識される。刺入するタングステン針電極としては我々は、シャフト径が約 120 μm 、チップ部分の径は約 10 μm 、チップ先端部分の径が約 1 μm で、インピーダンスは 2～12M Ω 程度のもの（FHC 社 (Frederick Hare & Co.) 25-05-1, 25-06-1) を使用しているが（図 3-1-a）、これらのスケールから考えると電極と末梢神経の関係は図 3-1-b のように想像され、前述のようにこれを用いて 1 本の神経活動を記録することも可能である。

マイクロニューログラム法・マイクロスティミュレーション法の人工感覚生成に対する応用

マイクロニューログラム法の特徴は、非常に微細な針電極を経皮的に刺入するという低侵襲な方法であるので、覚醒状態の人間を被験者とした実験を行う事が可能で、被験者に感覚の生成の有無や、発生した感覚の定性的・定量的特徴を申告してもらう事が可能という点にあり、これが大きな長所である。しかしながら、マイクロニューログラム法は、基本的には針電極法

で、針電極の固定が難しく、チャンネル数も原則として 1 チャンネルであるので、実際のデバイスに用いる手法としては適していない。また上記のように、1 本の神経線維からの信号の導出、あるいは 1 本の神経線維の刺激が可能という大きな長所をもっているので、生体の神経信号（あるいは神経線維を刺激する電気刺激のパルス列）と、その結果生体に生じる生体反応の間のコーディング・デコーディングを基礎実験的に解析していくためには、非常に有用な手法であり、本研究における「神経系刺激による感覚生成実験」に対する研究手法の一つの柱となっている（図 3-2）。マイクロニューログラム法・マイクロスティミュレーション法の具体的な実施方法に関しては、別項で詳説する。



図 3-1-a. マイクロニューログラム針電極

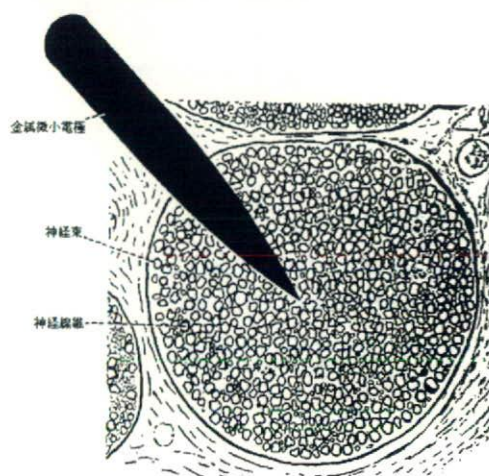


図 3-1-b 刺入された針電極と神経線維の位置関係 [間野忠明: Microneurography (I), 臨床脳波, 25, 493-500 (1983)]



図3-2 マイクロニューログラム実験風景
(エコーガイド下に正中神経にマイクロニューログラム法を施行中)

皮膚無毛部に存在する感覚受容器とその刺激に対する反応様式の違い

各感覚受容器に刺激が加えられた際に感覚神経線維にどのような神経活動が発生するか、という件については、それぞれの感覚受容器によってそれぞれ異なっており、皮膚に存在する感覚受容器（メルケル盤やパッチーニ小体、マイスナー小体、ルフィニ小体、温痛覚を司る自由神経終末など）から伸びてきている感覚神経線維に、マイクロニューログラム法を用いて電極を刺入しておき、受容器に各種の刺激を与えた際に、それに対して神経線維に発生する電気活動がどのように反応するかを確認することができる。

逆に、このような感覚受容器からの信号を伝

達する神経線維に針電極を刺入し、活動を計測する事によって針電極がある感覚神経線維に「当たっている」事を確認したのちに、逆に、（活動計測モードから電気刺激モードに切り替え）この神経線維に電気刺激を加えてやり、神経線維に（先端の感覚受容器が刺激された場合と）同じ神経活動のパルス列を誘起する事ができれば、被験者には実際に感覚受容器が刺激されたのと同じ感覚が生じるはずであるというのが、（これまで縷々述べてきたように）本研究における人工感覚を発生させる基本的な考え方である。（ただし問題として、計測・記録に引き続いて電気刺激を行った場合、活動が記録された神経線維のみが、電気刺激されているのかどうか確証がなく、周辺の複数の神経線維が刺激されている可能性は問題点として残っている。）

皮膚の無毛部に存在する機械的感覚受容ユニットは、その機械的刺激に対する応答から SA I, SA II, RA, PC の4種類に分類されるが、これらに関して、以下に、新生理科学大系（医学書院・青木 藩氏 分担著）から引用して、その特徴についてまとめてみる。

1) 順応の遅いユニット (SA ユニット)

順応の遅いユニットは触圧覚に関する受容ユニットと考えられており、変位に対して output が出力され、機械的刺激に対する応答性および受容野の違いから、SA I (slowly adapting I type) および SA II (slowly adapting II type) の2種類に分類されている。SA I type のユニットはメルケル細胞終末に、また、SA II type のユニットはルフィニ終末に対応していると考えられており、SA I は圧刺激に敏感に応答し（閾値は $10\mu\text{m}$ 程度）受容野は直径 $1\sim 3\text{mm}$ と比較的小さく、これに対して、SA II では刺激に対し、インパルスの発射間隔が SA I より規則的で、皮膚を横に引っ張ると発射するという引っ張りの方向性があり、また、しばしば自発発射が認められる。受容野は SA I に比べて大きく、また、境界ははっきりしない。

2) 順応の早いユニット (FA ユニット)

順応の早いユニットは軽い触刺激や振動刺激に対する受容ユニットと考えられ、変位の速度あるいは加速度に対応する output が出力される。この順応の早いユニットとしてはマイスネル小体からの求心線維と考えられる RA (rapidly adapting) ユニットとパッチーニ小体からの PC ユニットの 2 種類がある。この両ユニット共に触・圧刺激の速度・加速度に敏感に反応し、ある範囲内で振動刺激の周波数に対応して 1 対 1 のインパルスが発生する。振幅が最低閾値をとる周波数が RA ユニットでは 20~40Hz、PC ユニットでは 200~300Hz である。RA ユニットに対応すると思われるマイスネル小体は皮膚の比較的浅い所に存在し、受容野も比較的小さく (直径 2~3 mm) 境界も鮮明であるのに対し、パッチーニ小体は深部の真皮に存在するため、受容野の境界も不鮮明で大きく、比較的速くに加えられた振動刺激も受容する事が可能である。

人では、周波数上からは、60Hz 以下の振動刺激は主にマイスネル小体からの情報として、局在のはっきりした震え (flutter) 感覚として、60Hz 以上の振動刺激はパッチーニ小体による情報として深部に広がる局在のはっきりしない振動 (vibration) として区別・認知されると言われている。

体性感覚のうち、義手にとっても最も重要と思われる感覚は圧覚であり、我々は、これまでの研究では、圧覚に対応していると言われている SA I ユニットの対象として実験を行ってきたが、今回の課題においては、マイスネル小体やパッチーニ小体などの速順応性のユニット (FA ユニット) に関しても検討を行なっている。

感覚神経線維の電気刺激により生成する感覚の定量評価

背景

我々が実現しようとしている、「触れた際に、触覚や圧覚などの感覚を装着者に誘起させる義手システム」において、外部機器のセンサに

加えられた機械的刺激 (圧) に応じた電気刺激パルス列を感覚神経に入力することによって、ロボットハンド (外部機器) に加えられた強度と全く同じ強度の圧感覚を、生体に誘起・再現しようとしているが、そのためには、感覚神経線維の電気刺激によって生じる感覚の強度を定量的に評価してやる事が必要である。

我々は、この、感覚神経への刺激入力によって生成される人工の触圧覚の強さを定量的に調べるための実験系を 3 種類 (本プロジェクト開始前に) 構築しており、本プロジェクトでもこれらの実験系を使用しているため、ここで説明を行っておく。

1) マグニチュード推定法を用いた触圧覚強度の定量化

生体側の受容器に加えた機械的刺激 (圧) と神経に生じるパルス数の関係、また、神経を電気刺激した際の (電気) 刺激周波数・刺激強度などと生じる主観的感覚強度との関係は、各個人個人・個々の受容器によって異なるので、まず最初に、システムを作成する前段階として、マイクロニューログラム法を用いて、機械的受容器 (圧受容器) の単一ユニットから中枢に信号を伝達する単一神経線維に微小針電極を刺入し、この神経線維に与えたマイクロ電気刺激のパルスの周波数・強度と受容野 - receptive field (基本的には投影野 - projected field に一致) に生じる圧感覚の自覚的強度・領域などとの関連の検討を行う。

まず、エコーガイド下にマイクロニューログラム用針電極を正中神経に刺入、単一機械的受容ユニットを支配する神経線維からの信号が計測しうる位置で電極を固定し、感覚受容ユニットの存在する部位 (受容野) の確認、および、この部位に加えた刺激強度と発生する活動電位パルス列のパターンとの関係についての解析を行う。次いで、モードを計測から刺激に変え、同じ電極を用いて、活動を記録していた感覚神

経線維にパルス列からなる電気刺激を加え、電気刺激の強度・周波数、および、刺激トレインのパターンと、発生する感覚の種類、投射領域、強度などの比較検討を行う。機械刺激受容ユニットに関しては、圧受容ユニットとされている遅順応型 (slowly adapting type) の反応を示す機械的受容ユニット (皮膚の変位を検出する受容器に対応)、特に slowly adapting type I からの神経線維を対象とした。まず、刺激パルスの繰り返し周波数は 20 Hz に固定し、刺激強度を 0 から徐々に上げていき、何らかの感覚を生じる値を閾値として記録する。圧感覚に関しては、この機械刺激受容ユニット神経線維の電気刺激により生成する圧感覚強度に関しては、電気刺激の周波数には影響されるが、強度には影響されない事が Ochoa らによって報告されている。この電気刺激に関しては定電圧刺激、および定電流刺激の両者を試みているが、刺激の強度は前述の閾値の 120% とし、刺激パルスの繰り返し周波数を変化させる。誘起される感覚の強度に関しては、1) まず 20 Hz の周波数で刺激し、その際の感覚強度を 100 とし、次に目的とする周波数で刺激した際の感覚強度を被験者に主観的に申告させ、記録するという方法、および、2) 前述の定量化法、の両者によって評価し、刺激周波数 vs 生成感覚強度の曲線をプロットする。この曲線から、受容器側に加えられた刺激と同じ強度の感覚を生じる電気刺激を決定する近似式を作成する。結果として、圧感覚の強さは、原則的に、神経線維を刺激する microstimulation の強度には左右されず、主にパルス周波数によって決定され、これに関しては Weber - Fechner の法則、あるいは Stevens の法則に近い関係が成立している。

しかしながら、この方法では、感覚強度が基準値に対する比較値として出てくるため、将来の義肢への応用において、義肢が受けたものと同じ強度の触圧覚を装着者に呈示する際には、そのままの形では利用する事が困難である。そ

のため、次に、上記の応用に利用可能な感覚強度の定量化手法として、次項に述べるような調整法に基づく方法を用い、感覚神経の電気刺激によって発生する感覚の定量評価を行った。

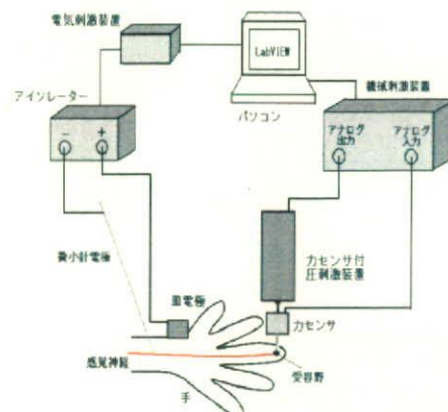


図 3-3. 実験システムの概要図
(予備実験では機械刺激部のみ使用)

2) 調整法を用いた触圧覚強度の定量化

マイクロニューログラム法施行時に、どのようなユニットを支配している (単一) 神経線維に (電極が) 当たるかの予測は不可能で、実験時にたまたま当たった単一神経線維 (ユニット) に対して電気刺激 (パルス列) を加え、その際に被験者に発生する感覚の検討を行なうという方法をとっている。

a) 圧覚

感覚神経線維電気刺激によって生成される感覚強度の定量化方法として、指表面上で感覚が生成した部位 (投射野) に実際に物理的な触圧刺激を加えて、両者の主観的等価点を求めるという方法を用い、そのためのシステムの試作を行う。本実験では、等価点を求める方法としては、精神物理学的測定法を用いている。神経電気刺激実験においては、電極先端部の固定が困難であるため、一つの神経線維に対して安定して刺激を行う時間が限られている。このため、測定時間が比較的短い、調整法と、併用型上下法 (極限法の変形) に対して、以下の実験を行

う。

実験に使用したシステムを図3-3に示す。力センサ付圧刺激装置（機械刺激装置：ダイヤモンドシステム株式会社製 DPS-290）は制御部、アクチュエータ、そして力センサからなっている。この装置を用いることによって、力センサについての刺激先端部の力の強さ、つまり圧刺激の値を検出する事、および、指定した力の強さを呈示する事が可能である。また、アクチュエータの変位の検出が可能であり、力センサについての刺激先端部の位置をコンピュータによって制御することができる。このコンピュータ制御には、計測制御用グラフィカルプログラミング言語 LabVIEW を用いている。

感覚神経線維への電気刺激実験

上記のシステムを用いて、感覚神経の電気刺激によって生成する感覚について、定量化手法として、調整法を用いた実験を行う。

マイクロニューロプログラム法により、SA I type の単一機械受容ユニットに対応する神経線維からの信号が記録しうる位置で針を固定するまでは、実験の procedure は同一である。この状態で、感覚神経を電気刺激し、投射野を特定しておく。次いで、この投射野にある周波数の電気刺激による標準刺激を呈示する。その直後に、同じ部分に機械刺激による比較刺激を呈示し、この時被験者自身が先ほどの感覚強度と等しいと感じるまで、力センサ付圧刺激装置を反対の手でボタン操作（強、弱、刺激幅切替の3種類）し、機械刺激の強さの調節を行なう。

結果として、本法によって神経線維電気刺激によって生成される感覚強度の定量化が可能であることが検証されたが、電気刺激による生成感覚と、物理的刺激による生成感覚が同時に提示されるのではなく、時間差を以って提示されるので、先に提示された感覚の強さを被験者が正確に記憶しているかどうかについては、検討の余地がある。

次いで、この問題を改善するため、感覚神経線維に電気刺激を加えるのと同時に、反対側の

手の投射野と同じ部位に機械的刺激を加え、電気刺激による生成感覚と物理的刺激による生成感覚を同時に提示し、両者の比較を行なわせるという方法を試みている。

3) 感覚神経線維に電気刺激を加えるのと同時に反対側の手の投射野と同じ部位に機械的刺激を加え、両者の比較を行なわせるという方法を用いた触圧覚強度の定量化

同じく、SA I 単一機械受容ユニットに対応する神経線維を電気刺激する事によって生じる圧感覚の定量化を下記のような実験によって行った。

実験の手順

・マイクロニューロプログラム法およびマクロスティミュレーション法の実施

被験者を安楽椅子に深く腰掛けさせ、リラックスした状態になるようにして手首から前腕にかけての正中神経を目標に針電極を刺入する。超音波画像診断装置で前腕内の断層像を確認しながら、電極先端が正中神経束内に入っていきように位置を調整して針電極の刺入を行う。

神経束内に電極が刺入されたことを確認後、まず刺入した針電極を負極とし手首間接部橈側（親指側）に導電性ペーストで装着した皿型銀電極を正極につなぎ、同じ前腕部橈側で約20cmほど近位の部位に装着した円盤型ステンレス電極をアース極として、プリアンプで差動増幅した信号を生体アンプに入力する。生体アンプの出力をサウンドモニタにつなぎ手先に機械刺激を加え、それに対する神経発火の様子を計測するとともに、音としてモニタしながら単一神経線維の振幅が得られるように針位置の微調整を行う。

上記の手順によって機械受容ユニットタイプを同定し、同定されたユニットがSA I で、かつ予備的電気刺激において圧覚を生成した場合に以下に示す定量化を行う。

受容野の位置を決定した後、計測に使用した針電極と皿電極をそれぞれ刺激波形出力装置につなぎかえて電気刺激を行う。電気刺激のパル

ス頻度を50Hz に固定し電流値を0mA から徐々に上昇させていき、被験者の申告により触圧覚が生成する閾電流値を決定する。(閾値はユニットや計測状況によって毎回異なるが、大体0.1-0.8mA の間に存在)。実際に感覚生成実験を行う際にはこの閾電流値を僅かに超え、かつ、痛覚神経や他の感覚神経を刺激しない範囲で電流値を大きくとり、使用する。(受容野と同一の領域に圧覚が生成しなかった場合は電極位置を調整し直して再実験)。

上記手順によってSAIユニットに対して5-300Hz までの周波数をひとつの系列とした電気刺激を20秒加え、被験者は刺入した側の手に生成した感覚と同じ部位に、同じ大きさの力がかかるように逆の手で力センサを押し込み、さらに力強度の主観的等価点において足でスイッチを踏むことによって感覚等価量を申告する手法を採った。各系列が終了すると電極位置がずれていないかを確認し、ずれている場合にはその系列のデータは棄却するものとする。また被験者が、途中で、「圧覚ではない」、「感覚が弱い」、などと申告したときも針がずれてしまった可能性が高いのでデータを棄却する。

b) 定量化の評価実験

本実験では、一方の手に受動的に提示された感覚を、もう一方の手に同じ感覚がかかるように能動的に調整するという定量化手法を取ることで、生じる感覚の定量評価を試みたものである。

定量化手法によって生じる差異の比較

我々は計測手法によって被験者が主観的に等しいとする感覚にどれだけの違いが生じるかを調査するため以下の手順で実験を行っている。まず被験者を安楽椅子に座らせ、感覚生成実験と同様の状態下において本実験を行う。次に実験者が力センサを用いて被験者の一方の手の皮膚表面に対し垂直に押し込むことにより一定の力を提示する。力を提示する領域は、以前行っ

た感覚生成実験において実際に圧覚が生じた領域である。被験者は一定の力を提示されたまま、逆の手で提示された力と等価だと感じる力で別の力センサを押し込みその力を記録する。同様の実験を左右両方の手で繰り返し行う。力強度の主観的等価点の申告は前節同様足踏みスイッチで行う。

左右および能動触と受動触の比較

我々は前項 と同一の実験環境において一方の手に対する力の提示を行わずに、被験者自らが両手を動かすことによって手先にかかる力の強度が等しく感じられるように調整を行わせる。調整する力の強度は実験者が大まかに指示する。すなわち左右の違い以外の全ての条件を等しくして感覚強度の定量化を行う。またこの結果を前節の結果と比較することで受動触と能動触の違いの検討を行なう。

・実験装置等

この実験系において使用した装置類について、以下に略記する。

【アンプ】

三栄メディス社製360 システムニューログラムAMP ユニットのアンプとして用いた。バンドパスフィルタの周波数は300 - 2kHz として、範囲外の入力信号を除去し、その上で設定した振幅以下の信号を除去し、残った信号を更に5倍に増幅している。

【電極】

電極はFHC 社製タングステン針電極(#25-05-1, #26-05-1)を用いている。タングステンがエポキシにより絶縁コーティングされたもので、先端部分のタングステンが露出している。電極の直径・インピーダンスの違いによる計測への影響に関しては諸説あるが、直径125 μm で1kHz に対するインピーダンスが100k-12M Ω の範囲にある電極を使用した。使用に際しては全ての針にプラズマ滅菌処理を施し

で使用している。

【力センサ】

ダイヤモンドカルシステム社製、機械刺激装置用力検出トランスジューサ (DPS-F100G) を用いた。センサ部分が垂直に受けている力を検出する。最大力計測範囲は100gf であるが、200gf までなら直線性を示す。アイソメトリック構造だが、100gf の負荷に対して 0.2mm の変位を生じる。

【超音波画像診断装置】

アロカ社製のエコーカメラ(SSD-1000)を使用し、腕の断層像を観察しつつ、針電極を神経線維束内に刺入した。使用に当たっては、境界面における超音波の反射を防ぐため、滅菌済み超音波モニタ用ジェル(Pharmaceutical Innovations, INC. 製ULTRA/PHONIC CONDUCTIVITY GEL(NDC 36-1000-20)を接触子に塗布して用いている。

【プリアンプ】

WPI 社製DAM50-E(27380-09D)を使用し、神経線維から導出された信号を10000 倍に差動増幅し、300-3kHz のバンドパスフィルタを通してノイズを除去している。

【機械刺激装置】

ダイヤモンドカルシステム社製機械刺激装置(DPS-290)を使用。トランスジューサの出力を受け、100gf の入力に対して1V の電圧を出力する。

【A/D コンバータ】

National Instruments 社製のDAQCard 6062E を用いてデジタル/アナログの信号変換を行った。計測はサンプリングレート20kHz で行っている。

【アナログ信号出力装置】

ダイヤモンドカル社製ANALOG 信号アイソレータ(DPS-133A)を使用した。PC からの入力電圧波形を、ダイヤルで調整した振幅の電流刺激として出力。

【実験室/被験者】

電磁シールドされた室内で健常人を被験者と

して実験を行っている。電極を刺入する末梢神経に関しては、実験手技の容易さを考えて、手掌の親指から薬指半分までの領域の感覚を支配している正中神経を対象として実験を行っている。

・実験手順と方法

【マイクロニューログラム法およびマイクロステミュレーション法の実施】

被験者を安楽椅子に深く腰掛けさせ、リラックスした状態になるようにして手首から前腕にかけての正中神経を目標に針電極を刺入。超音波画像診断装置で前腕内の断層像を確認しながら、電極先端が正中神経束内に入って行くように位置を調整して針電極の刺入を行う。神経束内に電極が刺入されたことを確認後、まず刺入した針電極を負極とし手首間接部橈側(親指側)に導電性ペーストで装着した皿型銀電極を正極につなぎ、同じ前腕部橈側で約20cm ほど近位の部位に装着した円盤型ステンレス電極をアース極として、プリアンプで差動増幅した信号を生体アンプに入力する。

生体アンプの出力をサウンドモニタにつなぎ手先に機械刺激を加え、それに対する神経発火の様子を計測するとともに、音としてモニタしながら単一神経線維の振幅が得られるように針位置の微調整を行う。

上記の手順によって機械受容ユニットタイプを同定し、同定されたユニットがSA I で、かつ予備的電気刺激において圧覚を生成した場合に以下に示す定量化を行う。

受容野の位置を決定した後、計測に使用した針電極と皿電極をそれぞれ刺激波形出力装置につなぎかえて電気刺激を行う。電気刺激のパルス頻度を50Hz に固定し電流値を0mA から徐々に上昇させていき、被験者の申告により触圧覚が生成する閾電流値を決定する。(閾値はユニットや計測状況によって毎回異なるが、大体0.1-0.8mA の間に存在)。実際に感覚生成実験を行う際にはこの閾電流値を僅かに超え、かつ、

痛覚神経や他の感覚神経を刺激しない範囲で電流値を大きくとり、使用する。(受容野と同一の領域に圧覚が生成しなかった場合は電極位置を調整し直して再実験)。

上記手順によってSA I ユニットに対して5-300Hz までの周波数をひとつの系列とした電気刺激を20秒加え、被験者は刺入した側の手に生成した感覚と同じ部位に、同じ大きさの力がかかるように逆の手で力センサを押し込み、さらに力強度の主観的等価点において足でスイッチを踏むことによって感覚等価量を申告する手法を採っている。各系列が終了すると電極位置がずれていないかを確認し、もしずれていたならその系列のデータは棄却するものとする。また被験者が圧覚ではない、感覚が弱いなどと申告したときも針がずれている可能性が高いのでデータを棄却している。

【定量化の評価実験方法】

本実験では、一方の手に受動的に提示された感覚を、もう一方の手に同じ感覚がかかるように能動的に調整するという定量化手法を取るによって生じるずれを評価し、校正が可能であるかを検証するという方法を用いている。

まず、計測手法によって被験者が主観的に等しいとする感覚にどれだけの違いが生じるかを調査するため以下の手順で実験を行った。被験者を安楽椅子に座らせ、感覚生成実験と同様の状態下において本実験を行った。次に実験者が力センサを用いて被験者の一方の手の皮膚表面に対し垂直に押し込むことにより一定の力を提示する。力を提示する領域は、以前行った感覚生成実験において実際に圧覚が生じた領域である。被験者は一定の力を提示されたまま、逆の手で提示された力と等価だと感じる力で別の力センサを押し込みその力を記録する。同様の実験を左右両方の手で繰り返し行っている。力強度の主観的等価点の申告は前節同様足踏みスイッチで行っている。

また、能動触と受動触の比較を行なうために、

一方の手に対して外部の実験者が力を加えるのではなく、被験者自らが両手を動かすことによって手先にかかる力の強度が等しく感じられるように調整を行わせている。即ち、左右の違い以外の全ての条件を等しくして感覚強度の定量化を行う。またこの結果を前節の結果と比較することで左右差、及び、受動触と能動触の違いの比較・検証を行なっている。

・実験結果

【機械的刺激に対して発生する神経活動(パルス列の頻度)の結果】

機械的刺激に対する神経活動の計測結果の1例を図3-4に示す。黄色はプリアンプの出力を5倍に増幅した結果、赤は生体アンプの出力、緑は実験者が受容野を力センサで刺激することによって受容野に負荷されている圧の大きさを示している。

受容野を押し込む力を変化させて、受容野にかかる負荷とSA I の神経発火頻度の関係をグラフにプロットしたものが図3-5である。

【電気刺激により発生する感覚強度の強さと電気刺激パルス列頻度の結果】

結果の1例として、3人の健常な男性に対して生成感覚の定量化実験を行った結果を示す。スイッチの切り替え時に被験者の状態が変化することを考慮し、実際に定量化に使用する結果はペダルが踏まれている期間の両端25%ずつを除いたものとし、この期間での力センサの値の最頻値を被験者が示した感覚等価量とみなしている。

以上の解析を全ての刺激周波数に対して行い、また、電気刺激周波数と生成感覚強度を逆の手で定量化した際の実験結果を図3-6に示す。

【定量化手法の評価実験の結果】

1) 定量化手法によって生じる差異

まず提示・調整の区別をせずに、右手にかかっている力と左手にかかっている力の関係をグラフ化する。次いで被験者Bのデータに関して、一方の手に提示された刺激の大きさに対しに対

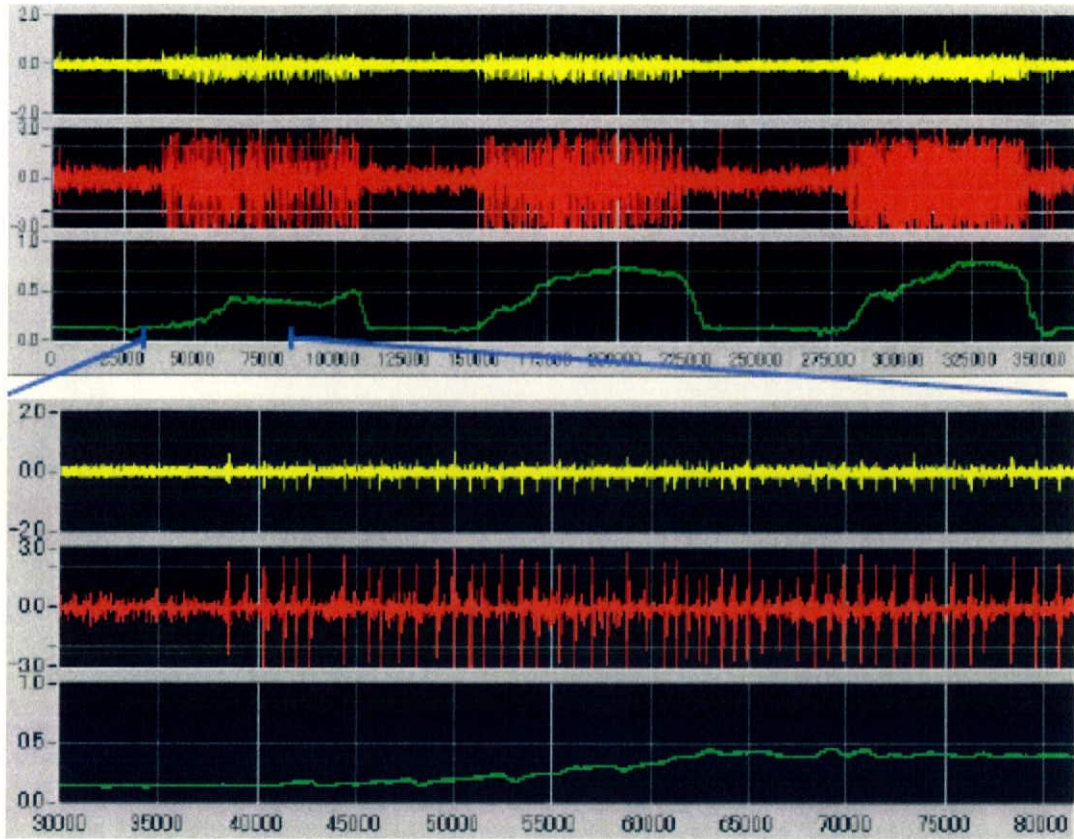


図3-4 機械刺激に対する神経発火のパターン

力センサで押し込む力（緑色）に対して神経線維が発火している様子（赤色）がよく判る。

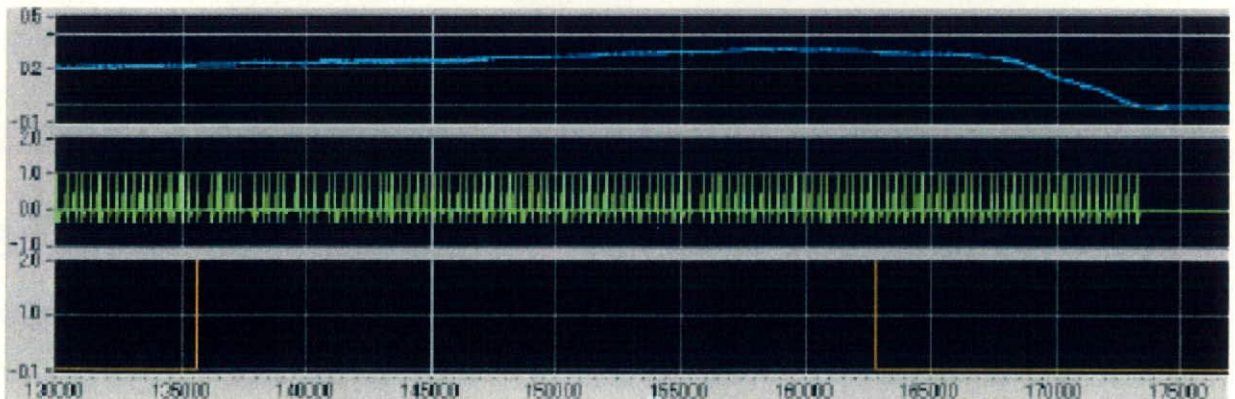


図3-5 受容野に加えられた力強度とSAI受容ユニットの発火頻度

して他方の手で調整した力の大きさのグラフをプロットした。被験者によっては、片方の手では反対側の手よりも強く感じられると言う結果が得られたが、同例では、日をあけて（10日程度）全く同じ実験を行った際には、左右両手の間の差異が消失しており、同一被験者でも必ずしも一定の傾向を示すとは限らず、1回1回の実験で、校正を行なう必要があると考えられる。

2) 左右および能動触と受動触の比較結果

両方の手にかかる力が等しく感じられるように、被験者が能動的に両手を動かして調整した結果を前節と同様にグラフにして示すと、当然ながら両者は強い直線性を示すが、左右のどちらかが強いという例が認められている。

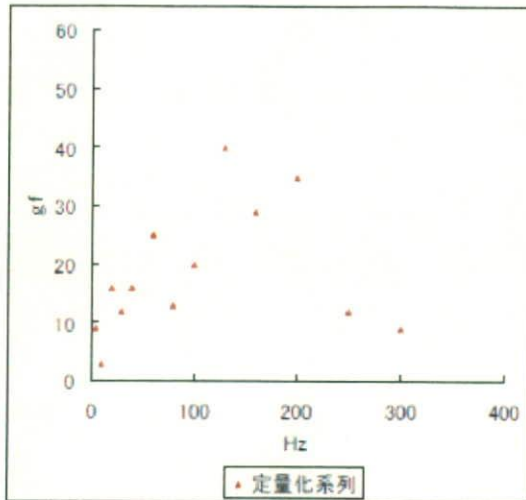


図3-6 電気刺激周波数と生成感覚強度の例

考察

【計測した神経と刺激した神経の同一性について】

本実験の前提として、「神経活動を計測し、SA I と断定した神経線維」と「電気刺激によって感覚を生成した神経線維」が同一のものである必要がある。実際には神経活動が計測された神経線維が（電気刺激時）最も刺激されやすいという保障はないが、我々は受容野と投射野が一致し、また、受容器のタイプがSA I であつ電気刺激によって生成する感覚が圧覚であつた場合、神経活動が計測された神経線維と電気刺激によって感覚を生成した神経線維が同一のものであると考えて実験を行っている。ただし電気刺激したユニットが同一の受容野を持つ別のSA I ユニットである可能性は否定しきれないことに十分注意を払う必要がある。

SA I 電気刺激による生成感覚強度の定量化の結果について、前項の、電気刺激頻度と生成感覚の心理測定量の関係を見てみると、60Hz程度までは順調に感覚量が増大していくが、それ以上の刺激周波数に対しては心理測定量の増大が徐々に鈍っていく傾向がある。

【定量化手法によって生じる感覚量と心理測定

量の差異について】

同じ力が同側の手に提示された場合と反対側の手に提示された場合に、強さがどのように感じられるは検討しておく必要がある。ある実験のシリーズでは、一貫して左手で等価と感じる力の強度のほうが、右手で等価と感じる強度よりも大きいという傾向を示したが、数日後に全く同じ実験を行った結果では、右手と左手にあまり違いが無いことを示していることから、

（これが時変性を示すものであるか、あるいはその日のコンディションの違いによるものかを判断するのは難しいが）数日間の時間経過により同じ部位でも傾向が変化する可能性が存在する。（ただし、感覚提示システムを構築するに当たっては定期的なキャリブレーションを行えば問題ないと考えられる）。

【左右および能動と受動の違いによって生じる差異について】

前述のように、左右の違いによって感覚量と心理測定量に違いが生じることが明らかになった（左右の違い以外は全て同条件と見なせば）が、この理由については実験環境の精度によるものや椎間狭窄等の病理学的要因が考えられるが、現時点でその原因を明らかにするのは困難である。しかし、キャリブレーションを十分に行えば機械刺激に対して等価な感覚を提示するシステムを構築するという本研究の目的は達成可能と考えられる。

能動的提示・受動的提示については、右手は能動的に刺激強度の調整を行い、左手に対しては受動的に刺激を提示されたものと、左手も能動的に刺激強度を調整したものを比較してみると、精度のばらつきはあるものの両者の間に明確な傾向の違いは見られない事から、受動的に刺激を提示されることと能動的に刺激強度を調整することでは生じる感覚量に差異は生じないといえる。この結果は能動触の役割が接触対象の表面パターン認識などであるとする知見とも一致する。

以上の結果からSAI電気刺激によって生じている感覚の実体について確かなことは述べられないが、感覚強度という尺度でのみ考えれば実際の機械刺激の圧力強度に対して等価な感覚を提示することは可能であると言える。

・任意の圧感覚発生のためのコーディング則の検討

SAI 感覚受容ユニットの電気刺激によって生じる圧感覚強度の定量化実験により得られた結果から、SAI 電気刺激頻度と生成する圧感覚強度との量的関係—コーディング則—を明らかにする事を試みている。この関係を用いれば、義手に加えられた機械刺激と等価な圧感覚を、感覚神経を電気刺激する事によって実際に被験者に提示することが可能となる。

現在行なっている実験は、マイクロニューログラム法・マイクロステミュレーション法を用いた、高々2~3チャンネルの実験系であり、感覚の空間分布を正確に提示することは現状では不可能であるが、開発中の末梢神経用多チャンネル神経電極が完成した際には、電極を介してSAIの感覚神経線維に対応する繰り返し周波数の電気刺激を与える事によって、手の全体にロボットハンド（義手）が受けているのと同じ圧分布を再現する事が出来るという可能性が示されたと考える。（現在開発を行なっている末梢神経仕様の神経再生電極などの神経電極の完成を待つ必要があるが、感覚生成に関しては、電極が完成し、多チャンネルでの入出力が可能となれば、ロボットハンドに与えられた刺激を生体に感覚として伝達する事は、それほど困難ではないと考えられる。）

ただ、生体において発生する感覚量は、単に、1本の神経線維の情報によって決定されるのではなく、複数の受容器からの情報を統合する形で決定されている可能性があり、リアルな感覚を提示しようとする場合は、複数の神経の選択的刺激手法は非常に重要な技術であると考えら

れる。今後さらに感覚生成研究を発展させるためには、神経線維の活動を多チャンネルで安定的に計測、或いは逆に電気刺激しうる手法を開発してゆく事が必要であり、そのような多チャンネル、かつ、長期的な定量的解析を行うためには現在のマイクロニューログラム法をさらに一段改良させるか、埋め込み電極を用いた動物実験系に何らかの工夫をこらす必要があると考えられる。

B. 研究方法

（C. 研究結果も併せて記載）

以上述べたようなこれまで（本プロジェクト開始以前に行ってきた感覚神経刺激により生成する圧感覚の定量化の）実験結果をふまえて、今年度はSA（遅順応）型機械受容ユニットへの電気刺激によって生じる圧感覚の定量化を継続して行うとともに、主にFA（速順応）型機械受容ユニットへの電気刺激によって生じる振動感覚の定量化とそれに基づいたコーディング則解明の検討を行った。また、位置感覚などの固有感覚呈示方法の検討のための基礎実験として、腱への振動刺激によって生じる運動感覚（錯覚）についても研究を行ったので、以下に述べる。

FA 機械受容ユニット電気刺激による生成感覚の定量評価

従来は解析を行なう機械受容ユニットを、圧感覚を司るSAIユニットに限定していたが、本プロジェクトではFA機械受容ユニットも対象として実験を行っており、単一機械受容ユニットに接続している神経線維を電気刺激する事によって生じる圧感覚の定性的・定量的解析を下記のような実験によって行っている。

・実験装置等

この実験系において使用した装置類について、以下に略記する。

【プリアンプ】