

20 μm 、電極部の金属の厚み 12 μm と設定した。また、前述のように本研究では電極層を積層させ、三次元構造とすることで配線問題の解決を図っているが、最初の試作品としては、積層数については2層とし、1層あたりの電極配置数を12個として、2層で計24個の電極の配置を行なった(図2-45)。

【作成プロセス】 上記のように本タイプの再生型電極については、まず、積層させる技術の確立を目指し、電極層の数が(最少数の)2層の積層電極の試作を行なった。

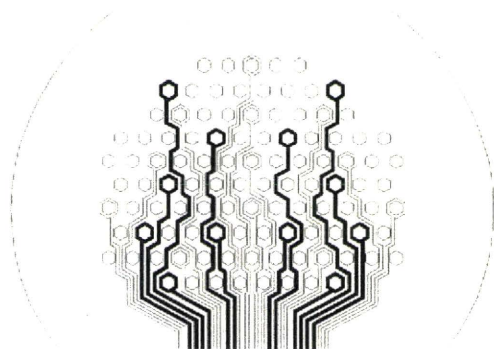


図 2-45 積層型神経再生電極の概念図

まず、黄銅板上にレジストを用いてフォトリソグラフィにより電極部のパターンニングを行い(図2-44-a)、パターンニングした部分にAuメッキをすることで電極部の作製を行い(図2-44-b)、上記のレジストを除去することで電極部を自立させる(図2-44-c)。その後、SU-8のフォトリソグラフィにより絶縁層を作製し

(図2-44-d)、黄銅板を除去することで単層の電極層の作製ができる(図2-44-e)。積層を行うため、この作業を2種類の電極のパターン①、②で行う。次に、積層方法については、パターン①の電極層をSiO₂基板の上に置き(図2-44-e)、中間の絶縁層となるSU-8を塗布し(図2-44-f)、パターン②の電極層とアライメントを行う(図2-44-g)。そして、圧力をかけながら加熱を行うことで接合させる(図2-44-h)。その後、中間層のフォトリソグラフィ

によりキャピラリー部を貫通させることで積層構造を有する神経再生型電極の作製ができる(図2-44-i)、という方法を用いてプロセスを行なった。

【作成した試作品】 今回作製した電極の写真を図2-46に示す。本研究では、神経再生型電極の多チャンネル化を実現させるため、電極層を2層積層することにより三次元的に作製する方法の検証を行い、それが可能であることを初めて実証した。問題点として、電極の検出(導電)部がサンドイッチされた金属のみで、インピーダンスが比較的高いと言う問題と、積層させる際のアラインメントの問題、およびコネクタ部の構造の問題が有り、現在、これ等の点の改良を行なっており、動物への埋め込み実験による in vivo 性能評価を急いでいる。

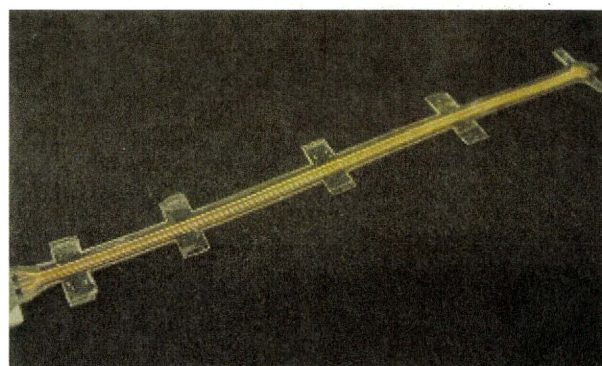


図 2-46 試作した積層型神経再生電極

2-D. 考察

上述のように研究期間中、神経再生電極を中心とした末梢神経用電極開発を行ない、実験動物の末梢神経に埋め込んだこれらの電極を用いて、末梢神経活動の計測と刺激を行ない、評価を試みた。開発に関しては、原理的に、末梢神経中の個々の神経線維にアプローチしうる電極と言う事から、(神経)再生型電極を中心として設計・作製を行ない、

1. 蓮根型神経再生電極

2. 平面柔軟型神経再生電極

3. 束流路型神経再生電極

4. 積層型神経再生電極

の4つのタイプの開発を並行して進めることによって遂行した。

ラットの坐骨神経などを用いた実験によって、実際の神経の再生を電気生理学的および組織学的方法によって確認した上で、電極孔の径や個数等の条件が軸索再生に及ぼす影響を精査し、適切な電極穴の系を決定することができ、神経再生型電極の実現に向けた重要な一歩を進めることができたが、覚醒状態での長期の信号入出力（計測・刺激）の実現にはまだ問題があり、ロボットハンドの神経情報による操作に関しては、安定した計測が得られず、最終的にはこのタイプの電極ではなく、中枢用のパリレン電極を末梢神経用に改変した電極を用いて運動神経情報を記録し、ラットの肢を模したロボット肢デバイスを動かすという結果となった。

再生型電極の問題点としては、まず、いかに神経を再生させ、電極孔を通すかという問題があるが、今回の埋め込み実験では、坐骨神経を一旦切断し、再生型電極を介して再接着させたラットの多く（ほとんど全て）は、3カ月以上の再生期間を経ると、臨床的にも元通り肢を動かし、組織学的にも再生が確認され、電極から電気刺激を加えると、肢の筋肉の収縮が認められることから、運動神経線維は確実に再生していると考えられるのに、自発運動神経活動の計測が安定して行なえないという点にあり、この原因を解明し、改善する必要がある。

軸索の再生が確実であるのに活動がうまく記録できない原因として考えられる理由としては、軸索と電極の検出部との間に線維組織などが形成されてしまい、インピーダンスが上昇して、良いS/N比での神経活動の計測が不可能となってしまっている事が考えられる。（こ

のような状態でも、刺激に関しては、刺激の電流値を大きくしてやれば（軸索が電極孔を通過して再生さえしていれば）刺激できるので、現象としては説明が着く事になる。現在、電極孔の周辺での炎症反応や、それに伴う線維組織の形成（鞘形成）を抑える事と、電極のインピーダンスを低下させる事を目指して電極設計の改良と作製を行なっている。（今回、多くのデータを得る事が出来たので、これらのデータをもとに、改良電極の作製を急いでいる。）

2-E. 結論

末梢神経の神経線維と外部機器の信号ラインとを慢性的かつ安定して接続し、情報の入出力を行なう事ができるインタフェースデバイス（電極）の開発は、本プロジェクトのキーポイントであり、中心であったが、我々が本プロジェクトで使用する電極として念頭に置いていた再生型電極では、良好なS/N比の信号を安定して得る事が出来ずなかった。

埋め込み型電極による末梢神経信号の計測と同情報を用いたロボット肢の操作は平面型・パリレン製の貼り付け電極で一応行ない得たものの、今後、あくまで再生型電極を改良し、インタフェーシングを目指すか、あるいは、別のタイプの電極を採用するか、検討中である。

3. 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

3-1. 人工的感覚生成

3-1-A. 背景・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（感覚神経刺激による人工的感覚生成の原理）

義手システムにおいて、触・圧覚などの感覚呈示機能を備える事は、大きな意義を有するが、現時点では、感覚呈示機能を持つシステムは、い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あるいは電気的な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」というレベルには達していない。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、本研究の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）の電気活動に変換され、末梢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（つまり効果として等しい、「虚」感覚を人工的に生じさせる事ができる）。この際、「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、針電極のチップの尖端の絶縁材料の被覆が剥げている部分（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「マイクロステイミュレーション法」と言い、我々は後者のマイクロステイ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。

3-1-B. 研究方法

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た。

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、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、#26-05-1、#UNA35E3T）を使用しているが（図3-1）、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3-2のように想像され、前述のようにこれを用いて1本の神経線維から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・マイクロステイ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（義手装着者に）用いる手法としては適していない。しかしながら上記のように、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3-3）。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の具体的な実施

方法に関しては、別項で詳説する。

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。

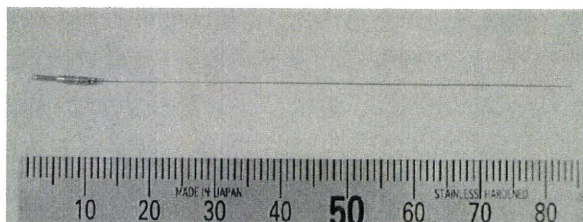


図 3-1 マイクロニューログラム針電極

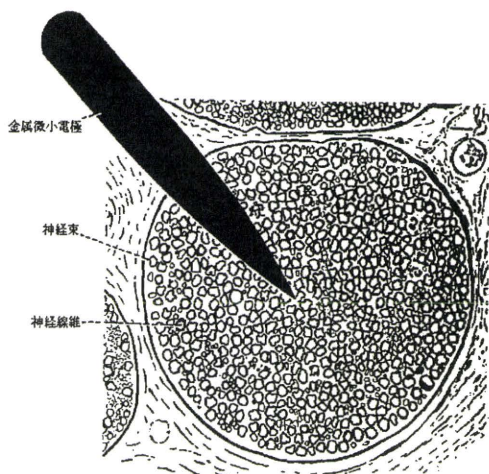


図 3-2 刺入された針電極と神経線維の位置関係 [間野忠明: Microneurography (I), 臨床脳波, 25, 493-500 (1983)]



図 3-3 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)

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（の近傍）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（ごく近傍に位置すること）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 $20\sim 40\text{Hz}$ 、PC ユニットでは $200\sim 300\text{Hz}$ 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 $2\sim 3\text{mm}$) 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、義手にとってもっと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。

方法

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った。

方法について述べると、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、圧受容ユニットと言われている遅順応型

(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20Hz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20Hzの周波数で刺激し、その際の感覚強度を100として、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。

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、以下の実験を行った。

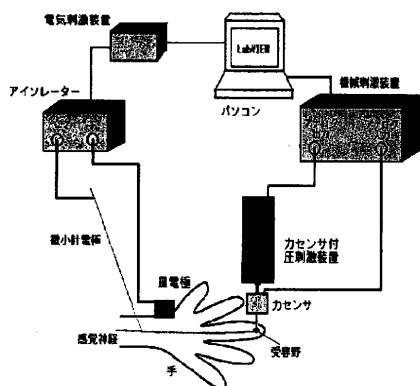


図 3-4 実験システムの概要図

実験に使用したシステムを図 3-4 に示す。カ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、そしてカセンサからなっている。この装置を用いることによって、カセ

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、カ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、カ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、物理的的刺激による生成感覚が同時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的刺激を加え、電気刺激による生成感覚と物理的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た。

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、SAI 単一機械受容ユニットに対応
す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 ユニットを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 μ m 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
施して使用している。

【力センサ】

ダイヤモンドシステム社製、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
探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】

ダイヤモンドシステム社製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康人を被験者
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。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SAI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・検証を行なった。

3-1-C. 研究の結果 (各研究についての方法・考察・結論)

【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

【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

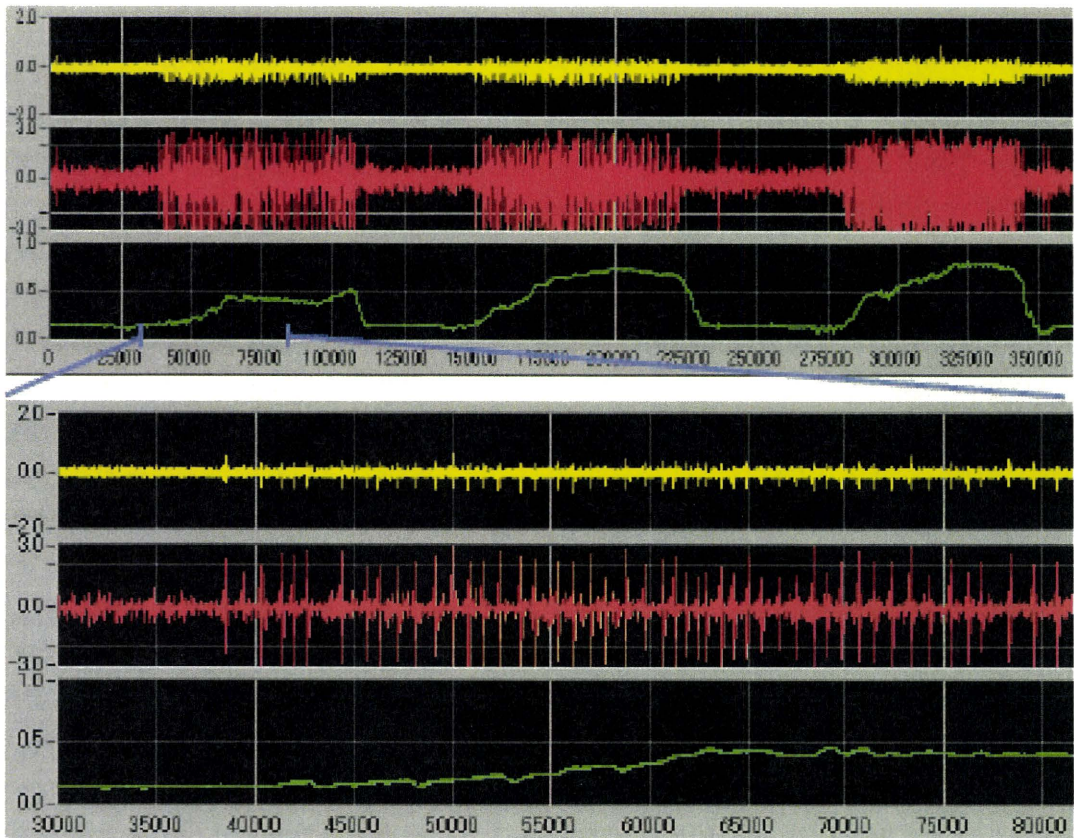


図3-5 機械刺激に対する神経発火のパターン

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。

1例を図3-5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SAI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3-6である。

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影響を図3-7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。

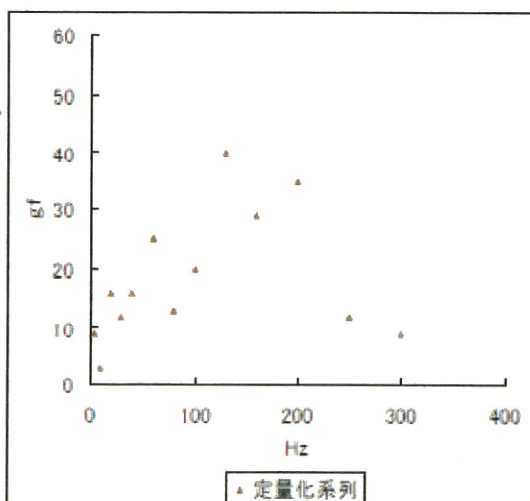


図3-7 電気刺激周波数と生成感覚強度の例

3-1-D. 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、SAI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SAIでかつ電気刺激によって生成する感覚が圧覚であった場合、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SAI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。

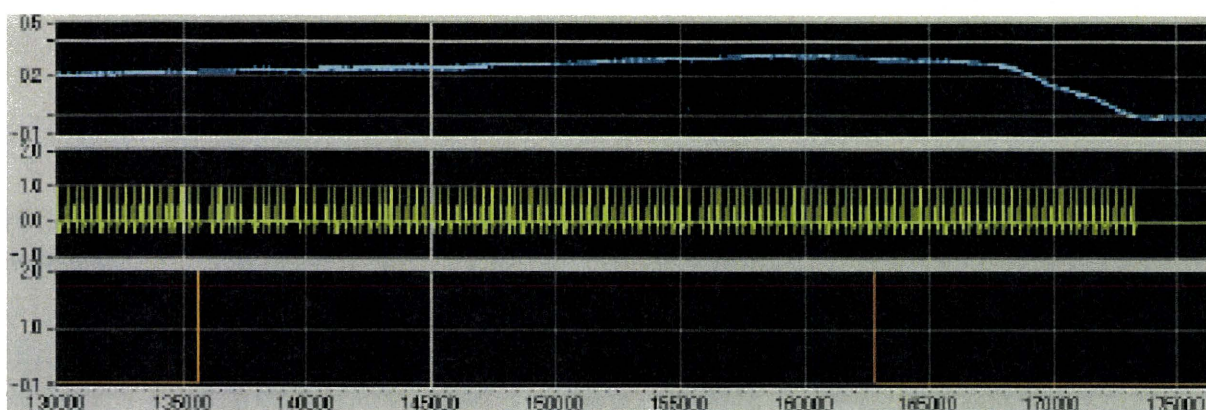


図3-6 受容野に加えられた力強度とSA I受容ユニットの発火頻度

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SA I 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。

3-2. 定量的感覚生成のための コーディング則の検討

3-2-A. 背景・研究目的

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・マイクロスティ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。

3-2-B. 研究方法

以上述べたようなこれまでの実験結果をふまえて、本プロジェクトでは、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と、さらに義手(ロボットハンド)表面に加えた圧刺激を被験者に(感覚神経電気刺激によって)呈示する実験を行った。また、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、さらに、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なったので、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た。

・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】

Intercross社製 小型プリアンプを使用。入力ボックス、刺激・計測切り替えスイッチと一体化されており、神経線維から導出された信号

を2200倍に差動増幅している。

【アンプ】

Intercross社製 生体アンプを用いた。HPFの周波数は100 Hz、LPFの周波数は1～6 KHz、増幅率は×10である。

【電極】

電極はFHC社製タングステン針電(#25-05-1、#26-05-1、#UNA35E3T)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 μ mで1kHzに対するインピーダンスが1～12M Ω の範囲にある電極を使用した。使用に際しては光学顕微鏡でチップ部に異常が無い事を確認の上、EOG滅菌処理を施し、使用した。

【AD/DA変換ボックス】

Intercross-410 Miniature DAQ terminal (Intercross社製)を用いた。

【超音波画像診断装置】

GE横河メディカルシステムズ LOGIQ Book XP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を探触子に塗布して使用。

【機械刺激発生用波形発生装置】

ヒューレットパッカード社製、HP Function Generator 33120Aを使用

【力センサ】

ダイヤモンドシステム社製、機械刺激装置用力検出トランスデューサ(DPS-F100G)を用いた。センサ部分に垂直に受ける力を検出する。最大力計測範囲は100gfであるが、200gfまでなら直線性を示す。isometric構造だが、100gfの負荷に対して0.2mmの変位を生じる。

【アクチュエータ (VIBRATOR)】

ダイヤモンドシステム社製、機械刺激装置DPS-290用アクチュエータを用いた

【機械刺激装置】

ダイヤモンドシステム社製機械刺激装置(Mechanical Stimulator DPS-290)を使用した。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。

【PC用A/Dコンバータ】

データ記録用に使用。National Instruments社製のDAQCard6062Eを用いてデジタル/アナログの信号変換を行い、PC(TECRA 東芝製)を介して、各データの記録を行なった。計測はサンプリングレート20kHzで行った。

【アイソレータ(電気刺激用アナログ信号出力装置)】

NEC三栄社製 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した。

【オシロスコープ】

デジタルオシロスコープ TEXTRONICS TDS3014を使用

【パルスオキシメータ】

CASIO社製 PULSEOXIMETERを使用。被験者の心拍確認用。

【実験室/被験者】

電磁シールドされた室内で健常者を被験者として実験を行った。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た。また、実験の全経過は、ビデオカメラでの撮影・記録を行なった。

・実験手順と方法

マイクロニューログラム法で針電極が当たった神経線維がSAユニットからのものであり、電気刺激によって発生する感覚がある場合には、上記のように、電気刺激によって発生する

圧感覚の定量評価を行い、FAユニット由来のもので生じる感覚が振動覚や flutter である場合には、以下のように、振動周波数に関する定量実験を行った。

【マイクロニューログラム法およびマイクロステイミュレーション法の実施】

マイクロニューログラム針電極の刺入後に、単一機械受容ユニットの確認を行う際、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 FA type であった場合、まず、予備的に電気刺激を行い、その結果、振動覚、あるいは flutter 感覚を生成した場合には、以下に示すように生じた振動感覚の周波数の定量化を行った。

【振動感覚の定量化に対する評価実験方法】

受容野の位置を決定した後、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振動覚・あるいは flutter 感覚が生成する閾電流値を決定する。実際に感覚生成実験を行う際には基本的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における電流値を用いた。上記手順によってFAユニットに対して一定周波数の電気刺激を一定時間（基本的には5秒程度）加え、被験者は刺入した反対側の手で感覚が生成したのとほぼ同じ部位で機械的振動子のピンを触れ、電気刺激によって生じている振動感覚の周波数と、振動子による正弦波状の機械的振動によって感じる振動の周波数のどちらが（周波数が）高いかを判断し、申告する。実験者は機械的振動子の周波数を種々に変化させ、被験者が、電気刺激によって生じる振動の周波数感覚と、反対側の機械的振動によって生じる振動の周波数の感覚が一致する（機械的刺激の）周波数を求め、これを記録する。このステップを電気刺激の刺激周波数を種々に（25,50,75Hzなど）変化させて同様の実験を繰り返し、各電気刺激周波数に対応する（同じ周波数と感ずる）機械刺

激の周波数を求め、記録する。



図3-8 反対側の手で機械的振動子に触れ、振動数を比較



図3-9 受容野の例

振動子としては、ダイヤモンドカルシステム社製機械刺激装置(DPS-290)を使用し、Function generator を用いて（正弦波状の）振動の周波数を変化させた。

3-2-C. 研究結果

【電気刺激によって生じる振動感覚の機械的振動による評価】

前年度に引き続いて実験を進めたが、針電極の位置ずれなどを生じやすく、症例数が十分でないため、確定的な結論を導く事は出来ないが、

これまでの結果を見ると、ある周波数Aの電気的パルスの刺激により生じる振動感覚の周波数と主観的に同じ周波数として感じる機械的振動の周波数Bとは、ほぼ同じ周波数となることがある一方で、少なからざる症例では、(電気パルスにより生じる振動感覚の)主観的な周波数は神経を刺激している電気的パルスの周波数よりも低く感じられるのに対し、その逆に感じられる症例はない、という結果が得られた。

この現象の機序については現在検討中であるが、刺激するユニットが RA (FA I) の場合と PC (FA II) の場合に結果が異なるのかどうかに関しても、さらに、検討が必要と思われる。

3-3. 固有感覚(関節角度情報)を呈示する手法の検討

3-3-A. 研究目的

手・指の屈曲・伸展に関する腱に振動刺激を与える事によって手指の運動感覚を自覚的に感じる事が出来るという Roll や McDonald らの報告に基づいて、腱に対する振動刺激により、関節角度やその動きに関する情報を呈示する事を試み、昨年度に引き続き、心理物理学の実験を行った。腱に機械的振動を加える事によって被験者が運動感覚や位置感覚を感じる事が出来ることを示すとともに、いわゆる深部知覚情報を深部感覚そのものとして(義手)装着者にフィードバックする事が出来る可能性を示す事ができた。さらに本年度は、さらに振動刺激点数を増加させることによって、生成される運動感覚にどのように変化するかについても検討を行った。

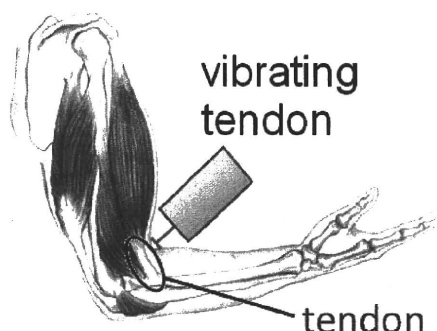


図 3-10 上腕二頭筋の遠位側の腱への振動
(M. F. Bear, et al, 神経科学 一脳の探究一』; 加藤 宏司 他 訳, 西村書店, 2007 を改変)

3-3-B. 研究方法

・腱振動刺激による関節角度情報の呈示

運動ニューロンには異常が無くとも、位置覚などの proprioception が傷害されていると、正常な運動を行なう事が出来ない事は Tabes Dorsalis などの患者に見られるように、良く知られた事実である。義手に於いても、位置感覚のフィードバックを行い、手や足の運動を closed loop 化する事は、運動制御上、必要不可欠であると考えられる。

神経工学的には、体性感覚提示と同様に、関節角情報を担う Ia 線維に電気刺激を加える事によって関節の位置覚・運動覚を提示するという手法が考えられるが、現状では、求心性の Ia 神経線維を末梢神経中で同定し、これに選択的かつ半永久的に電気刺激を与え(触圧覚・位置感覚といった感覚情報を呈示)することは困難である。そのため、神経刺激に移行する前段階の、低侵襲であり、かつ簡便な予備の実験として、皮膚上から腱に振動刺激を与えることによって関節角度情報を呈示する手法を試みた。

腱に振動刺激を与えるとその腱が支配する関節が動いたように錯覚するという事は、前述のように Roll や McDonald らによって報告されており、この報告を基に、我々はまず、

ヒトが肘の伸展運動を行う時の、筋紡錘と皮膚感覚受容器の活動パターンに着目し、刺激開始時に一瞬(200ms)、高い周波数で刺激(Initial Burstの再現)する、皮膚を冷却した上で振動する、という2種類の刺激方法によって、腱への振動で生じる運動錯覚の速度に変化が生じるか調べた。さらに、協働筋への2点刺激や、同一筋の遠位・近位の2点刺激について実験を行ったので報告する。

■Initial Burstの再現と冷却効果

・実験の概要

被験者は、20代の健常な男性10名である。右腕の上腕二頭筋遠位側の腱に対して、振幅0.8mm_{p-p}、周波数40~80Hz、刺激時間10秒の正弦波振動刺激を与えた。その間に感じた肘の回転運動を左腕で再現させ、肘と手の位置を記録すると共に生じた感覚を口頭で回答させた。腱への振動は、機械刺激装置DPS-290H(ダイヤモンドシステム)によって与えた。刺激パルスはPC上で正弦波を作成、DA変換器PCI-3338(Interface)を介してDPS-290Hに入力し、DPS-290H付属の振動子で刺激した。振動子末端は直径1cmの円形である。又、肘及び手の位置の記録には、画像センサを利用したCV-3500(KEYENCE)。DPS-290Hの仕様を表3-1に、実験系のブロック線図を図3-11に、そして実験の様子を図3-12に示す。被験者には、アイマスクを装着させて視覚情報を、耳にイヤホン装着させてホワイトノイズを聞かせることにより聴覚情報を、それぞれ遮断した。

表3-1 機械刺激装置(DPS-290H)の仕様

瞬間最大駆動力	100grf
応答特性	2ms以下
変位制御誤差	0.005mm以下
外部コマンド信号	±IV

Initial burstの再現

J. P. Rollらは、ヒトの足首を受動的に掌側屈曲させ、前脛骨筋(Tibialis anterior)及び長趾伸筋(Extensor digitorum longus)の筋紡錘の活動を記録した。この時、筋紡錘が運動開始時に一瞬高頻度で発火する現象(initial burst)を観測している。我々はこのinitial burstが運動の認識に関わっているのではないかと考え、図3-13に示すような、刺激開始時に周波数80Hzで刺激し、200ms後まで徐々に周波数を落とし、最終的に40Hzとなるような刺激によってinitial burstの再現を試みた。実験では、6名の被験者に対して、この刺激と周波数40Hz一定、周波数80Hz一定の刺激を与え、刺激中に生じた運動錯覚について、肘関節の回転角速度を比較した。

冷却による皮膚感覚受容器の不活性化

皮膚感覚受容器を不活性化する方法は、皮膚の冷却、局所麻酔等が考えられる。局所麻酔はショック反応のようなリスクを伴うことから、我々は、簡便な手法として、振動子直下の皮膚を氷によって冷却した。その際、冷却時間は4分間としたが、これは、皮膚の感覚受容器は2~3分で刺激への閾値が上昇し、筋紡錘の閾値が上昇するには15~20分かかるとの報告がされているためである。実験では、5名の被験者を対象とし、1)皮膚を冷却しない状態(冷却前)、2)冷却した状態(冷却あり)、3)冷却した状態での実験後、数分間の休憩により皮膚表面の温度を常温まで回復した状態(回復後)の3通りの状態に対し、上腕二頭筋の腱に振動刺激を与えた時の運動錯覚について、肘関節の回転角速度を比較した。なお、刺激周波数は80Hz一定とした。

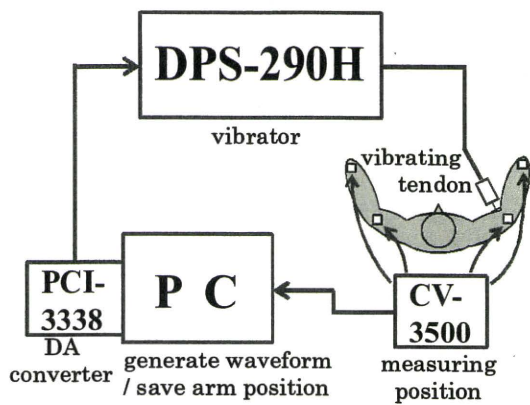


図 3-11 実験系のブロック線図

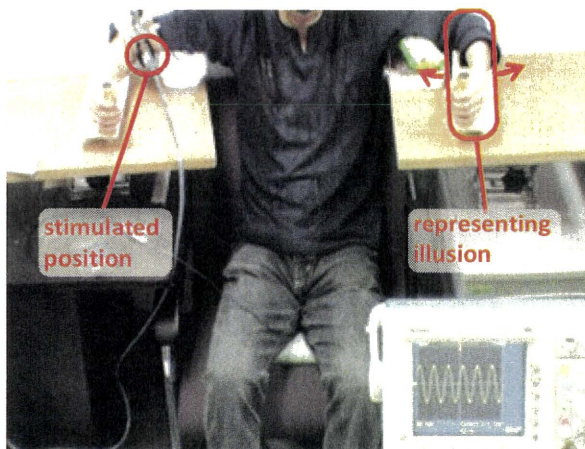


図 3-12 実験風景

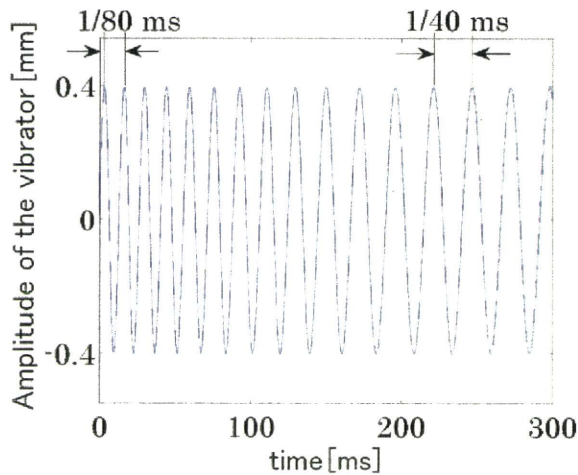


図 3-13 Initial burst を模した刺激波形

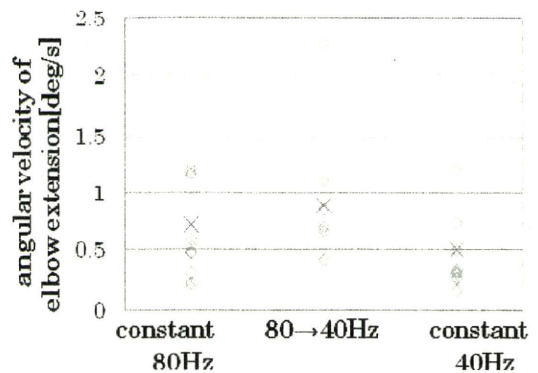


図 3-14 振動刺激の周波数を、80Hz 一定、80→40Hz と変化、40Hz 一定とした場合の運動錯覚の速度。ただし、刺激中に肘の伸展を感じたと被験者が回答した場合のみプロットした。×は各条件における平均値である。周波数を変化させる条件では、刺激開始から 200ms のうちに周波数 40Hz まで変化させた。

3-3-C. 研究結果

initial burst を模した刺激の効果

腱への振動刺激の周波数を、刺激開始時は 80Hz とし、200ms の間に 40Hz まで変化させた実験の結果を図 3-14 に示す。この図より、80→40Hz と周波数を変化させ、initial burst を模した条件において、肘の伸展角速度が最も大きい結果となっている。しかし、これは同条件において角速度の最も大きい 1 点が平均値を上大きくシフトさせており、これを除くならば、周波数 80Hz 一定の条件及び周波数を 80→40Hz と変化させた条件では、角速度の平均はほぼ等しい。一方、周波数 40Hz 一定の条件では、肘の伸展角速度の平均は小さいことが分かる。ただし、各々の条件共に角速度の分散は大きい。なお、被験者が振動中に肘の伸展を感じたと回答した割合は、周波数 80Hz 一定とした条件では 61%(11/18)、周波数を 80→40Hz と変化させた条件では 39%(7/18)、周波数 40Hz 一定とした条件では 39%(8/18)であった。

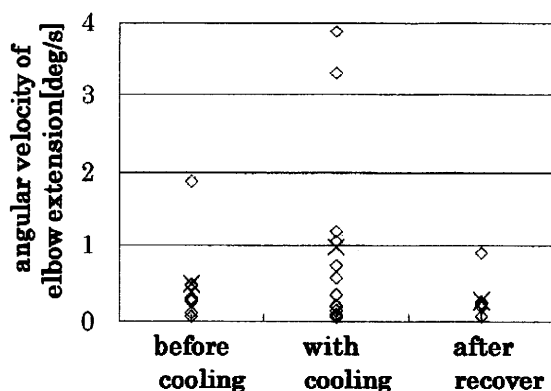


図 3-15 氷によって皮膚を冷却した場合、冷却しない場合の運動錯覚の速度。肘の伸展を感じたと被験者が回答した場合のみプロットした。×は各条件における平均値。

皮膚冷却の効果

氷による皮膚冷却の、腱振動で錯覚される肘関節の回転角速度への影響を調べた結果を図 3-15 に示す。上述の結果と同様に、各条件共に角速度の分散が大きかったが、図に示されるように、皮膚を冷却した状態で腱振動を行った場合、皮膚冷却のない状態で腱振動を行った場合と比べて、肘の関節回転角速度の平均値は大きくなった。また、冷却前の状態と回復後の状態では、錯覚上の肘伸展角速度の平均値は冷却前の方が大きい。なお、被験者が振動中に肘の伸展を感じたと回答した割合は、冷却前 40%(8/20)、冷却あり 60%(12/20)、回復後 30%(6/20)であった。

3-3-D. 考察

上述の実験結果より、initial burst を模したことで、腱振動によって錯覚される肘伸展の角速度の平均は、周波数が一定かつ等しい大きさ(40Hz 一定)の振動を与えた場合と比べて大きくなった。その理由として、initial burst を模したことで、振動による筋紡錘の活動が、より実際に運動を行った時のそれに近くなった可能性が挙げられる。それによって、運動錯覚が

はっきりとし、錯覚される肘の伸展角速度を大きくしたものと考えられる。あるいは、initial burst を模した刺激と、その刺激開始時と等しい周波数(80Hz 一定)の刺激では、錯覚される肘の伸展角速度の平均がほぼ等しかったことから考えると、刺激開始時の周波数が、知覚される肘伸展の速度を決定し、それ以降の周波数は速度に影響しないとも考えられる。しかし、Roll らは、複数の筋肉の腱に対して同時に振動刺激を与え、各腱への刺激周波数を刻々と変化させることにより、2次元的な運動の錯覚を被験者に提示しているから、刺激開始時だけでなく、それ以降の刺激周波数も、錯覚される肘伸展の速度に影響するはずである。

氷によって皮膚を冷却した上で腱振動を行った実験の結果より、皮膚感覚受容器の不活性化によって、より素早い運動の錯覚を提示できる可能性が示唆される。また、皮膚冷却を行ったことにより、腱振動により錯覚される肘伸展の角速度の平均は大きくなったが、回復後に皮膚を常温まで温めて腱振動を行った時、錯覚上の肘伸展角速度は再び小さくなった。このことから、皮膚温度を常温に戻すことによって、速やかに皮膚感覚受容器の不活性化が解消され、冷却の影響がなくなったものと考えられる。しかし、皮膚を冷却した状態での刺激中、被験者は振動されていることを認識したため、冷却によって皮膚感覚受容器の不活性化が為されているか、疑問が残る。これについては、今後確認する必要がある。

なお、図 3-14, 3-15 において、80→40Hz, 40Hz 一定、冷却前、冷却あり、回復後の各条件について、1~2 点、回転角速度の値が特に大きいものが見られるが、これは、振動子の出力が小さく、皮膚に強く押しつけられないため、振動の振幅が皮膚で減衰し、腱が十分に振動されない場合が存在する可能性があることから、振動が効率良く腱に伝わった場合の結果と考えることができる。