

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) 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 $\mu$ m で1kHzに対するインピーダンスが5-12M $\Omega$ 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、光学顕微鏡でチップ部に異常が無い事を確認の上、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 PULSEOXYMETER 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病院の脳波検査室の室内で健常人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、および、単一機械受容ユニットの確認は、SAI 機械受容ユニットに対するマイクロニューログラム法と同じであるので、同項を参照されたい。この際、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。また、圧覚に近い感覚が生じた際には、前項と同様に、圧感覚の定量実験を行った。

#### 【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60Hz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(20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。実験を担当する者は機械振動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、これをプロットする。このステップを電

気刺激の刺激周波数を種々に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(同じ周波数と感じる)機械刺激の周波数を求め、プロットする。

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 を用いて振動の周波数を変化させた。

#### ・実験結果

#### 【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】

針電極の位置ずれなどを生じやすく、未だ症例数が少ないため、まだ、確定的な結果と断定する事は出来ないが、これまでの結果を見ると、ある周波数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とは、多くの場合、同じ周波数となる。しかしながら、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ている。

この現象の機序については不明で、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、現在、症例を増やして検討を行なっているところである。

## 固有感覚(関節角度情報)を呈示する手法の検討

### ・要約

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、心理物理学的実験を行った結果、多少の時間遅れは示したものの、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という結果を得る事ができ、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と考える。

#### ・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 化してやる事は、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)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、かつ簡便な予備的実験として、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てみた。

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、振動周波数を変化させた時の被験者の主観報告量を定量的に解析し、関節角度情報の呈示手法として腱振動刺激の可能性の検討を行った。また、関節周囲の軟部組織に存在する機械的受容器が、その際、運動覚や位置覚に大きな影響を及ぼす事が報告されているため影響を低減させるために、振動部位の皮膚を冷却して同じ実験を行った。

#### ・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<sub>p-p</sub>、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(ダイヤモンドカルシステム)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。また、肘及び手の位置の記録には、画像センサ CV-3500 (KEYENCE) を利用した。DPS-290H の仕様を表 3-1 に、実験系のブロック線図を図 3-7 に、そして実験の様子を図 3-8 に示す。被験者には、アイマスクを装着させて視覚情報を、耳にイヤホンを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	±1V

#### 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 3-9 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。

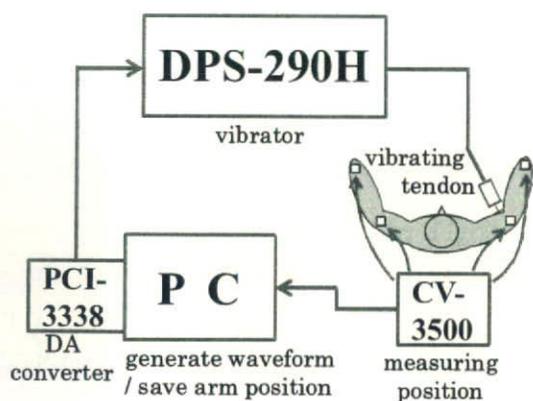


図3-7 実験系のブロック線図

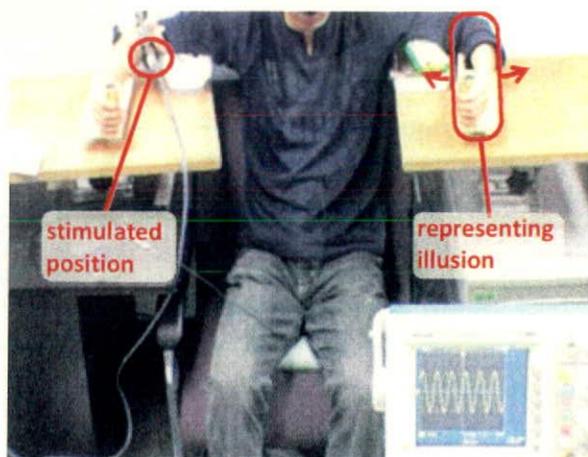


図3-8 実験風景

### 結果

initial burst を模した刺激の効果

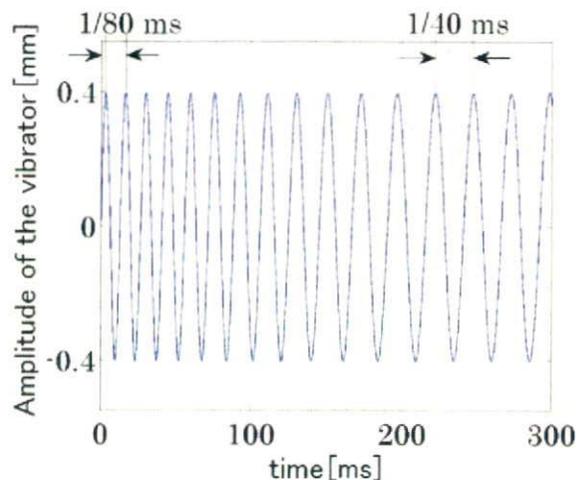


図3-9 initial burst を模した刺激波形

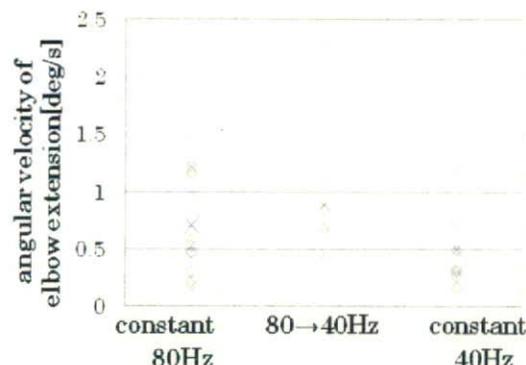


図3-10 振動刺激の周波数を、80Hz一定、80→40Hzと変化、40Hz一定とした場合の運動錯覚の速度。ただし、刺激中に肘の伸展を感じたと被験者が回答した場合のみプロットした。×は各条件における平均値である。周波数を変化させる条件では、刺激開始から200msのうちに周波数40Hzまで変化させた。

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3-10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。

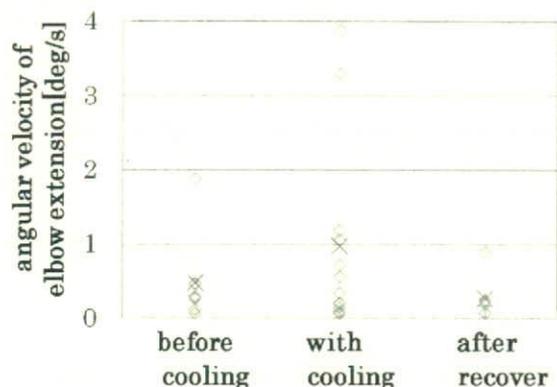


図3-11 氷によって皮膚を冷却した場合、冷却しない場合の運動錯覚の速度。肘の伸展を感じたと被験者が回答した場合のみプロットした。×は各条件における平均値。

### 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3-11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3-11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。

### 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 3-10, 3-11 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。というのは、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ためである。

ただし、肘伸展角速度の平均値に比べて分散が大きいため、明確な結論を得るためには、さらに実験を重ね、データ数を確保する必要がある。

#### まとめ

我々は、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。それぞれ、一定の周波数で刺激した場合、皮膚を冷却せずに刺激した場合と比べ、錯覚される運動の速度が大きくなる可能性が示唆された。

以上、関節角度情報呈示手法として、手指の屈曲・伸展に関する腱に振動刺激を与えるという感覚呈示手法の検討を行い、指の位置感覚を呈示することが可能で、腱への振動刺激を行うことにより関節角度情報を呈示しうる可能性が示された。問題点としては、義手の装着者においては、基本的に筋・腱は失われているため、本法をそのまま用いる事は困難で有り、本法を応用する場合には、感覚系と同様に、関節角情報を担う Ia 線維を別の筋肉の腱紡錘・筋紡錘に再支配させてやり、その筋肉に対する刺激を行う、などの方法や、更に直接的に、関節角情報を担う Ia 線維を直接電気刺激する事によって、関節角感覚、運動感覚を提示するなどの手法の開発を目指す必要がある。いずれにせよ、

手や指の深部感覚のフィードバックは精密な運動には必要不可欠であり、今後、更に feasible な proprioceptive sensation の提示手法の開発と、機能ロボットハンドの関節角度情報のフィードバック機構を持つ closed-loop 義手の開発を行っていく予定である。

(倫理面への配慮)

本研究はヒト遺伝子解析研究、社会的コンセンサス等を必要とする研究ではないが、人を被験者とするマイクロニューロプログラム実験に関しても、従来の臨床を含む研究経験で安全性は十分に確認されているが、被験者に対する十分なインフォームドコンセントのもとに、ヘルシンキ宣言(1975年東京改訂)の趣旨に沿い、人を被験者とする場合の倫理上の指針を与えている東京大学医学部の「人を直接対象とした生体計測及び行動科学的研究に対する倫理規定」に準じて実験を行い、術者も研究分担者である経験を積んだ神経内科医が行うなど、法令の遵守と万全の安全性の確保を講じて実施した。

#### 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
- 2) 國本雅也. マイクロニューロプログラムの基礎と臨床; 検査と技術, 36,pp. 1093-1100, 2008

学会発表

- 1) 伊藤孝佑. 末梢神経における方向別信号分離手法; 第47回日本生体医工学大会. 2008.5.9(神戸)
- 2) 浅野航平. モデル不定性を許容する適応フィルタの神経束外記録信号への応用; 第47回日本

生体医工学大会. 2008.5.9(神戸)

- 3) 伊藤孝佑.末梢神経信号の方向別信号分離 —末梢神経を介した運動制御を目指して—; 第2回 Motor Control 研究会. 2008.5.30(岡崎)
- 4) 鈴木隆文. ニューロプログラム針の滅菌方法と安全性に関する検討; 第21回ニューロプログラム研究会. 2008.6.14(東京)
- 5) 浅野航平. 神経束外で記録された神経信号をユニット弁別するカルマンフィルタの設計法; 電気学会 電子・情報・システム部門大会. 2008.8.21(函館)
- 6) 鈴木隆文. 多機能神経電極とラットーマシン融合システムによる移動知研究; 第2回移動知公開シンポジウム. 2008.10.21(東京)
- 7) 伊藤孝佑. 伝導速度に着目した末梢神経信号の分離; 電子情報通信学会ニューロコンピューティング研究会. 2008.10.23(仙台)

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随意運動機能の実現**

課題番号：H20-ナノ一般-003

分担研究者：

眞溪歩 東京大学大学院新領域創成科学研究科 准教授  
鈴木隆文 東京大学大学院情報理工学系研究科 講師  
満渕邦彦 東京大学大学院情報理工学系研究科 教授

研究要旨

本分担研究は、運動神経の情報によって義肢を制御するアルゴリズムの開発を目的とするものである。現在、義肢を生体の意志に応じて自動的に動かそうとする方法としては、残存する筋肉の活動（筋電図）を利用するものがあるが、当該筋が失われてしまうと信号を記録する手段はない、という問題点を抱えている。この点について末梢の運動神経信号を用いた制御はメリットがあるだけでなく、中枢神経の情報を利用する手法と比較した場合、万が一の感染等の事故の影響が局所に限定できることや、信号の解釈が容易であるなどのメリットもある。このような理由から、我々は、運動神経系の活動を計測する部位として、末梢神経系を考えているが、実験系としては、現時点では、1) 人を対象として、マイクロニューログラム法によって、指の動きに伴った運動神経活動を計測してこれによりロボットハンドを操作するという方法、および、2) 動物を対象として、神経電極を観血的に末梢神経に装着し、末梢の運動神経活動を計測してこれによりロボットハンドを操作するという方法の2つが考えられる。さらに、運動神経活動によるロボットハンドの動きの制御と筋電信号によるロボットハンドの動きの制御との橋渡しの技術として、同じ運動神経系由来の、大脳皮質運動野のニューロン活動を埋め込み型神経電極で計測した信号、及び、末梢運動神経線維の活動に伴い、これと同じタイミングで発生し、同じくパルス状の信号である針筋電信号、の2者を代替として用いてロボットハンドの動きを制御する試みも行ったので報告する。

満渕が研究全般の統括を行い、運動神経活動の記録などに関しては、鈴木・満渕が、神経信号の処理・解析については眞溪が担当する。

**A. 研究目的**

我々が本プロジェクトにおいて行おうとしている事は、義肢に感覚機能と随意運動機能を与える事が出来る「神経インタフェース」技術を確立する事で有るが、随意運動機能に関して求

められている事は、ハードウェアとしては、装着者の行なおうとしている動作を運動神経系の活動電位の情報として捉える事のできる電極（インタフェース）の開発であり、ソフトウェアとしては、その電極によって得られた運動神

経情報によって、被験者（装着者）が行おうとしている通りに義肢（ロボットハンド）の動作を制御するためのアルゴリズムの開発である。

ハードウェアに関しては、別項に述べられている電極の問題となるので、この章では、得られた信号を用いて、如何に義手を装着者の意図通り動かすか、という、ソフトウェア、データ処理の問題について述べる。

現在、義肢を生体の意志に応じて自動的に動かそうとする方法としては、残存する筋肉の活動（筋電図）を導出してその信号を義肢のアクチュエータの運動に変換し、関節部を動かすといういわゆる筋電義肢が実用化されているが、筋電信号を用いる場合は、当該筋が失われてしまうと信号を記録する手段はない、という問題点を抱えている。これに対して、神経信号を用いた制御は、1) 神経信号の場合、動かすべき効果器（筋）は失われても制御信号（運動神経活動インパルス）を出すシステムは intact であると考えられ、この信号を計測する事ができれば、運動器官の効果器（即ち義手）を随意に動かす事は不可能ではない。また、末梢神経系において入出力を行なう場合と中枢神経系において入出力を行なう中枢型とを比較してみると、末梢神経において情報の入出力を行う末梢神経型のBMIは、中枢神経型のBMIと比較して、1) 切断によって末梢神経系自体が失われたり、あるいは脊髄損傷のように上流の経路が傷害されたりすると、末梢神経系を介した入出力自体が不可能となってしまう事、2) 末梢神経の中での神経線維のマッピングが、中枢とは異なり、位置関係の対応がとりにくい事、などの短所も存在するが、他方、1) 脳に電極を刺入する中枢型の場合、万が一感染等の **complication** が生じた場合に重篤な結果を誘起しかねないが、末梢型の場合は、それが避けられる事、及び、2) 末梢神経における信号は、筋肉などのターゲット器官に対する最終信号、あるいは、感覚受容器などからの最初の入力信号であり、個々の神

経線維が伝達する信号の示す意味が中枢に比してはるかに明確である事、などの大きな長所がある。

このような理由から、我々は、運動神経系の活動を計測する部位として、末梢神経系を **first choice**と考えているが、末梢神経系から運動情報を計測・記録して、これを義手制御の用いる実験系としては、現時点では、1) 人を対象として、マイクロニューログラム法によって、末梢神経中にマイクロニューログラム針電極を刺入し、先端の計測部が運動神経線維に接触した状態に先端部の位置を調整して、指の動きに伴った運動神経活動の計測を行ない、同情報によってロボットハンドを操作するという方法、および、2) 末梢神経用神経電極を観血的に末梢神経に装着し、これを用いて末梢神経系から運動神経活動を計測し、同情報によってロボットハンドを操作するという方法の2つが考えられ、我々は、これらの2つの方法を用いて、運動神経線維の活動情報による義手の（運動）制御を試みている。前者は、ヒトを対象とする事ができるというメリットがあるが、刺入出来る電極数は、せいぜい2～3本に限定され、また、電極の固定が困難な事から、長時間の安定した計測は難しい。これに対して、後者は、電極のチャンネル数を増やし、電極と神経線維の間も強固に固定する事は可能であるが、対象はあくまで動物に限られ、運動動作の意図が正確に解釈（推定）できるかどうかには難点がある。また、電極の開発に成功し、信号が得られるまでは、その後の、制御系などの実験・研究が進まない、という問題点がある。

このため、我々は、運動神経活動によるロボットハンドの動きの制御と筋電信号によるロボットハンドの動きの制御との橋渡しの技術として、同じ運動神経系由来の、大脳皮質運動野のニューロン活動を埋め込み型神経電極で計測した信号、及び、末梢の運動神経線維の活動に伴い、同じタイミングで発生し、同じくパルス

状の信号を持つ針筋電信号、の2者を用いてロボットハンドの動きを制御する試みも行っている。以下にこれらについて述べる。

マイクロニューログラフィを用いて運動神経の活動（インパルス）を計測しようとする研究は従来それほど盛んではなく、角田らの報告など少数の例外を除いて、運動神経活動を記録したという報告もあまりなされていない。その大きな理由としては、運動神経活動を記録するには筋収縮を起こさせ、生じる神経インパルスがこの筋収縮と同期している事を示さなければならないが、筋活動が生じると筋電図によるアーチファクトが混入し神経活動の観察が困難になるという問題点が挙げられ、実際にこの点は本研究でも大きな障害となっている。これまでに、これが運動神経インパルスであろうとして発表された報告を見てみると、筋電図をトリガーとして加算し、残ってきたインパルスが運動神経インパルスであろうとする手法がとられているが、この手法ではオンラインで筋活動を誘発する神経インパルスを記録・評価することは困難であり、リアルタイムの制御に用いるには何らかの工夫を必要とする。

これまでの我々のマイクロニューログラム実験では、拇指対立筋を支配する筋枝への刺入には成功し、その電気刺激により拇指対立運動の誘発を確認する事は出来ているが、逆に、運動時には必然的に筋電などの（神経活動よりも電位の大きな）電気生理現象が発生する結果となり、神経の信号がこれらの信号に埋もれてしまう事と、筋肉の収縮により、針電極の位置が動いてしまう結果となりがちなる事から、目的とする運動神経信号の分離・計測が難しく、微小電気刺激によって拇指対立運動を誘発出来た例でも、その際のマイクロニューログラム（神経活動）では充分なS/N比の運動神経信号を得る事は出来ていない。非侵襲型の電極（マイクロニューログラム）にせよ、侵襲型の電極にせよ、末梢神経を対象とする場合には、まずこれ

らの点をクリアする必要がある。さらに、その先の段階における問題点として、（感覚神経系と同じく）長期間安定して運動神経線維から信号を導出する事ができ、また、運動神経線維の刺激も行いうる電極の開発が最重要課題となると考えられる。

## B. 研究方法 (C. 研究結果と併載) マイクロニューログラム法による運動神経活動の計測

義肢における運動神経系信号の応用に関しては、運動神経活動をマイクロニューログラム法を用いて末梢神経系において計測し、その情報を用いて手・指をどのように動かしたいかを推定し、義肢のアクチュエータをそれに応じて動かそうという試みを行っているが、結果としては、（感覚系のように）まだ十分な成果を挙げ得ていない。

マイクロニューログラム実験においては、例えて言えば、数千本の電話回線の束の中に針を突っ込み、たまたま針の先が当たった電話回線の情報を盗聴する事が出来る、というような感じであり、どのような回線に当たるかは、by chance で、予測不可能である。それゆえ、現在は、マイクロニューログラム実験は、色々な種類の神経線維に当たった場合にも対応できるように用意しておき、単一機械受容ユニットを探す過程で、針電極が感覚神経線維にあたった場合（大部分はこれである）には感覚生成実験を、筋枝由来の線維（運動神経線維）に当たった場合には運動神経活動の計測とその情報によるロボットハンドの運動制御実験を、また、交感神経線維に当たった場合は、交感神経を対象とした実験を行うという方針を取っている。しかしながら、我々が、今、針電極の刺入を行っている前腕部正中神経では、筋枝（運動神経線維）の比率が少なく、針電極が筋枝に入る事は比較的まれであるので、運動神経活動の計測を目的とする場合には、今後は運動神経活動記録に特

化して、末梢神経において、筋枝の多く含まれた部位、あるいは筋枝のみからなる（末梢）神経部位において、刺入を行なう実験を行っていく必要があると考えられる。

実験の装置類・セッティングに関しては、感覚生成を目的としたマイクロニューログラフィ実験系と同じであるので、詳細についてはそちらを参照されたい。

被験者は、20歳代～50歳代の健常な成年男子で、実験は、東京大学「人を直接対象とした生体計測及び行動科学的研究に対する倫理規定」に基づき、十分なインフォームドコンセントの下に実施している。

上記のように感覚生成マイクロニューログラム実験との相乗り実験であるので、刺入を行う末梢神経としては（筋支配の神経線維の比率が少ないが）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、300～3000Hz帯域のバンドパスフィルタを通し、プレ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、及びオシロスコープを用いて観察を行うという実験系に従っているが、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する事が出来る。また、刺入したタングステン針電極は、シャフト径が約120  $\mu\text{m}$ 、チップ部分の径は約10  $\mu\text{m}$ 、チップ先端部分の径が約1  $\mu\text{m}$ で、インピーダンスは2～12M $\Omega$ 程度のもの（FHC Inc 25-05-1, 25-06-1）を使用している。

既に述べたように、前腕部の手関節に近い部位において正中神経に含まれる筋枝は、①拇指球筋枝（短拇指屈筋の浅頭、短拇指外転筋、拇指対立筋、を支配）、および、②虫様筋枝（虫様筋を支配）のみであり、その中に含まれる運動神経線維の比率は多くない。

このため、この位置でマイクロニューログラ

ムを施行した場合、運動神経線維の活動を記録できる頻度は多くないが by chance で刺入される事がある。拇指対立筋を支配する運動神経線維に針電極が刺入された例では、一般に、針電極の刺入時、injury burst に引き続いて自発的発火が継続して認められ、刺激モードに切り替えたのち、電気刺激パルス列を加えると、拇指対立筋の収縮と第1指の対立運動が認められる。

この際、拇指対立筋に力を入れさせ、その際のマイクロニューログラムから運動神経の活動を分離する事も試みてみたが、noise等の影響により、筋収縮に伴う運動神経線維の活動の分離は出来てはいない。以上、マイクロニューログラム法による運動神経活動の記録は原則的に可能ではあるが、安定、長期的、かつ、多チャンネルで筋電などの混じった信号の中から運動神経活動をマイクロニューログラム法で記録する手技に関しては今後の検討が必要である。運動神経活動に関しては、筋枝の多い末梢神経で試みる必要があろう。

### 動物末梢神経に対する in vivo 埋め込み電極による運動神経活動の計測とその応用

神経電極の項に述べられているように、神経再生型電極を中心として、これまで幾種類かの末梢神経用神経電極の開発を行ってきており、試作した電極の in vivo 慢性埋め込み実験も行っているが、現時点では開発中の末梢神経用電極を用いて長期間安定した運動神経線維の活動電位（運動に伴う自発活動）の計測を行う事は、まだ出来ておらず、従って、ロボットハンドの動きを末梢神経の運動神経活動によって制御する試みにも成功していない。（神経電極の項を参照されたい。）

今後は、（神経）再生型電極の他にも、市販されており、手に入るカフ電極や剣山型電極等も用いて埋め込み、末梢神経における神経活動の記録を行ない、情報処理手法の開発や、遠心性活動（運動神経活動）と求心性活動（感覚

神経線維情報) を分離する試みなどをを行う予定である。

### 大脳皮質運動野の信号と針筋電信号を末梢運動神経信号の代替として用いた運動状態の推定

末梢神経用電極が未だ未完成であるので、現時点ではまだ末梢神経において運動神経線維の信号を十分な情報量で慢性的に計測する事は出来ないため、末梢神経信号の代替として、同じ運動神経系由来の、1) 大脳皮質運動野のニューロン活動を埋め込み型神経電極で計測した信号、及び、2) 対象となる筋肉の針筋電信号、の二つを用いて実験動物、あるいは被験者の運動状態を推定し、外部機器を操作するという実験系を用いて研究を行っている。この実験系の目的としている所は、これらの信号は、情報伝達の流れとして、末梢神経に伝達される1つ前の活動(末梢神経線維に信号を伝達する上位運動ニューロンの活動)と、一つ後の活動(末梢神経の運動神経線維の活動に伴って発火・収縮する運動単位と呼ばれる筋線維群の活動)で、共に末梢神経活動と同じ、時系列のパルス状の電気活動列で表現される信号であり、末梢神経信号と相関性が極めて高いので、将来的に電極が完成し、末梢神経運動信号が計測できるようになった際に、これらの信号を用いて構築した制御アルゴリズムは、その中の変数である大脳皮質運動野信号や針筋電信号を容易に末梢神経の運動神経信号に置き換える事が出来、末梢(運動)神経信号を用いたロボットハンド操作アルゴリズムに拡張・変換出来るのではないかと考えてに基づいている。

### 大脳皮質運動野の信号を用いた運動状態の推定

大脳皮質運動野の信号を用いた実験系では、ラットの大脳皮質運動野を対象として、(場合によって異なるが)数十本のパリレン被覆の

タングステン又はステンレス鋼ワイヤー電極アレイ(自作)を埋め込み、信号の計測を行い、各電極から得られた発火パターンと歩行状態の対応を求めるという実験を行っている。

実験のセットアップについては、計測系はラット運動中枢より計測された神経信号は、MultiChannel Systems 社製生体信号増幅装置PGA-64を用いて電位比5,000倍、帯域制限500-3,000 Hzとし、サンプリングレート10 kHzにてコンピュータに取り込んだ。A/D変換ボードには、National Instruments 社製PCI-6071Eを使用。

この際の情報処理の流れは、

1) 発火の検出に関しては、電極ごとに、計測された時系列の神経信号に対して平均発火波形をテンプレートとするマッチドフィルタを適用して、テンプレートとの最大相関値を表す発火特微量を取得。

具体的には、

データ処理単位時刻  $t$  毎の神経信号時系列  $z_t$  に対し、

$$s_t = \frac{1}{I_n + I_p + 1} \sum_{i=-I_n}^{I_p} u_i z_{t+i}$$

のようにテンプレートマッチング処理を行うことでノイズ・アーチファクト軽減を図ったのち、局所的な時間ピークを検出することで、振幅を特微量とする神経発火  $s_t$  を検出した。ただし、 $u_i$  は  $i \in [-I_n, I_p]$  は発火ピークを挟む時間帯に亘るテンプレートである。

2) 次に、発火の弁別に関しては、上の処理によって得られた電極ごとの神経発火系列に対して、発火特微量の振幅分布を混合正規分布に当てはめ、各正規分布の期待値ごとに単一神経細胞として弁別。

具体的には、検出された神経発火を、振幅  $s_t$  毎に  $N$  個のクラスへの分類を行った。ここでは  $s_t$  のヒストグラムに対し、クラス毎に期待値  $\mu_n$ 、分散  $\sigma_n$ 、相対的な重み  $w_n$  ( $n=1, \dots, N$ ) とする正規

分布(Gauss distribution)を仮定した混合正規分布(Gaussian mixture model; GMM)のフィッティングを行い、各クラスが個々の神経細胞に対応するものとした。なお、上記のフィッティングは EM アルゴリズム (Expectation-Maximization algorithm) による最尤推定により行った。その上で、新たに観測された神経発火  $s_t$  に対し、上記 GMM 分布上での条件付き確率  $p(s_t | n)$  を最大とするような  $n$  を選択することで各神経に対応させる弁別を行う、という処理を行った。

3) その後、弁別によって得られた発火のうち、頻度が過大であるものや、異なる電極に由来し、直接的な接続関係が考えにくいにも関わらず、相互相関が過大であるものをアーチファクトとして除外する、というプロセスを経て、各神経細胞の発火の系列を求める。

次いで、各神経細胞の発火パターンと歩行状態の対応関係は、(複数の) 神経細胞から生じた発火頻度の線形和と実測した歩行状態 (教師信号) との二乗誤差を最小化するように同定するように求める方法、あるいは、歩行状態特徴量および神経発火頻度  $x(p), y(p)$  の関係を状態空間表現で表し、カルマンフィルタ型アルゴリズムによって推定。

後者に関して、具体的には、100 ms を単位とするデータ処理フレーム  $p$  において、神経発火頻度  $y(p) = [y_1(p) \cdots y_n(p) \cdots y_N(p)]^T$  を基に歩行状態特徴量  $x(p)$  を推定する枠組みを考える。ここで、歩行状態特徴量は、ラットの実動作に伴う移動速度および方向変化角速度を要素としてもつベクトルである。我々のシステムでは、上記の  $x(p), y(p)$  の関係を

$$\begin{aligned} x(p+1) &= Fx(p) + \xi \\ y(p) &= Hx(p) + \eta \end{aligned}$$

なる状態空間表現によって記述した。ここで、 $F$  および  $H = (h_i)$  を自由行動するラットから実測された  $x(p), y(p)$  に基づいて

$$F = \arg \min_F E \{ |x(p+1) - Fx(p)|^2 \}$$

$$H = \arg \min_H E \{ |y(p+1) - Hx(p)|^2 \}$$

として同定すると、 $x(p)$  は

$$\hat{x}(p) = F(I - K_p H) \hat{x}(p-1) + FK_p y(p-1)$$

のようにカルマンフィルタ型アルゴリズムによって推定される。ただし、 $K_p$  は時刻  $p$  時点でのカルマンゲインであり、上記の方法によって、良好な結果を得ている。

### 針筋電信号による手指の運動状態の推定

針筋電信号を用いた実験系については、主に指の動作の弁別・解析に用いており、得られた発火パターンと指や手の動きとの対応を求める手法は、基本的には大脳皮質運動野の信号の場合と同様である。我々は、電極は、末梢神経線維に刺入しているのと同じマイクロニューログラム針電極を用いて、当該運動に関与する筋群 (一般には屈筋・伸筋などのように対立する動きを司る2種類の筋) に刺入しており、刺入する電極数は、(筋の収縮運動に対する各運動単位の特異性はあまりないので) 一般には1つの筋肉に対して1本か2本の場合が多い。

また、(大脳皮質では個々の神経細胞に対応する) 各運動単位の弁別は、末梢神経線維の信号への拡張を考えるならば、大脳皮質の神経細胞の場合と同様の処理を行う方が望ましいが、簡単には発火電位の大きさを閾値としてしまう場合も多い。

我々は、本プロジェクト開始以前より、上のような考えから、神経信号の代替として針筋電信号を用い、手指の運動状態の推定や、それに基づいたロボットハンドの制御等を試み、良好な制御結果を得ている。

方法や計測系は、基本的に、大脳皮質運動野に複数の針電極を刺入する場合と同じであり、

針電極は FHC 社の微小タングステン針電極(型番:26-05-1, シャフト径 125 $\mu$ m, 電極インピーダンス 2.5M  $\Omega$  (低めの物を使用), エポキシコーティング)を使用。針電極からの信号はブリアンプ, アンプ(MEG-6116, 日本光電製)を介して約 5400 倍に増幅し、通過帯域 500Hz-3000Hz のバンドパスフィルタにかけた後, AD 変換ボード (DAQCard-6024E, NationalInstruments 社製) を用いて計測範囲 -10 V.+10 V, 分解能 12bit, サンプルングレート 10kHz で (CyberGlove からの指関節の角度情報と共に) PC に取り込み、処理を行う。

データ処理の流れは、大脳皮質運動野の場合とほぼ同じで、スパイク検出のあと、スパイクソーティングを行い (多くの場合は amplitude に閾値を設定して分類)、各ユニットが、ある bin に発火した数から、線形モデルや状態空間モデル、あるいは Artificial Neural Network を用いて運動状態の推定を行い、これも良好な結果を得ている。(図 4-1 に、本プロジェクトに先だって行った実験において針筋電情報により、ロボットハンド指の動きを生体に追従させた実験の光景を示す)

神経系の信号の場合も同じであるが、特に針筋電信号を用いた実験系による運動状態の推定については、1つの運動については、電極数は高々4本程度と少なく、また、個々の電極から情報が得られる運動単位の数も、多くても10個程度であるので、筋肉全体の収縮状況を推定するためには、計測された高々数十個 (一般的には10個以下) の運動単位の活動から、その背後にある計測されない運動単位のスパイクの発火状況を推定し、その分も加味した全体の活動を算出する必要がある。

このため、我々は、時刻  $t$  に、筋を構成するすべての運動単位において、確率分布  $p(t)$  で、それぞれ独立にスパイクの発火が起こるというモデルを考え、ある時刻に発火しているスパイクの個数  $n(t)$  の期待値  $E[n](t)$  を、計測したス

パイクを用いて、カーネル法で推定するという方法を用いて、針筋電信号と、筋の単収縮に基づくモデルを用いて、等尺性収縮時の筋の張力の推定を行った。この手法は末梢神経の運動神経信号に基づく処理に対しても有用と思われるので、まず、これについて述べる。

### 針筋電信号と単収縮畳み込みモデルによる手指筋の等尺性収縮時張力の推定

この研究は、等尺性収縮時の指の筋を対象として、針筋電信号と、筋の単収縮に基づくモデルを用いて、筋の張力の推定を行ったものであり、観測しうる一部の神経発火から、当該筋を支配している運動神経全体の活動と筋力を推定する手法への応用・発展を目指したものである。

運動神経細胞の1回の興奮に対する筋線維の収縮を単収縮 (twitch) と言い、神経信号を入力として筋の収縮を出力とするシステムのインパルス応答に相当する。単収縮が終わり完全弛緩状態に戻ってから再び神経発火が起こると、前回と同様の単収縮が起こるが、単収縮の状態から完全弛緩状態に戻る前に更に神経発火が起こると、前回の単収縮に新たな単収縮が加算された力が発揮され、これは加重 (summation) と呼ばれる。

Milner-Brown らによれば、等尺性収縮のときの筋の単収縮は2次系の臨界減衰で近似することができ、神経信号を入力とし筋の張力を出力とするシステム  $H(s)$  の伝達関数は、

$$H(s) = CT / \{(sT)^2 + 2(sT) + 1\}$$

と書くことができるとしている。(C; T はシステムの特性を決定する定数)

これによれば、この伝達関数の逆ラプラス変換、すなわちインパルス応答

$$\begin{aligned} h(t) &= L^{-1}[H](t) \\ &= Cte^{-t/T} \quad (t \geq 0) \end{aligned}$$

が、1回の発火に対応する単収縮の張力であり、筋の張力  $y(t)$  は、神経信号のスパイク

列

$x(t) = \sum_j \delta(t - t_j)$  と単収縮  $h(t)$  の畳み込み

$$y(t) = \int_0^t x(t - t') h(t') dt'$$

によって表わすことができる。

この際、 $x(t)$  を、末梢神経のスパイクではなく、針筋電信号から検出したスパイクで代用する事になる。

1本の運動神経線維は、数本～数十本の筋線維の収縮を支配しており、これは運動単位と呼ばれる。筋肉は非常に多数の運動単位から構成されているが、針筋電情報として活動情報を得る事のできる運動単位の数は高々10個程度であり（これは神経線維の信号の場合にも当てはまる）、筋肉全体の活動を推定するためには、計測された高々数個の運動単位（あるいは運動ニューロン）の活動から、その背後にある計測されない運動単位のスパイクの発火状況を推定し、その分も加味した全体の活動を算出する必要がある。

この為、我々は、時刻  $t$  に、筋を構成するすべての運動単位において、確率分布  $p(t)$  で、それぞれ独立にスパイクの発火が起こるというモデルを考え、ある時刻に発火しているスパイクの個数  $n(t)$  の期待値  $E[n](t)$  を、計測したスパイクを用いて、カーネル法で推定す

$$\hat{y}(t) = K \int_0^{t+\sigma} \sum_{i=1}^m \mathcal{N}(t-t'|t_i, \tau^2) h(t') dt'$$

る手法を提案した。

すなわち、針筋電信号から  $M$  個の運動単位に由来する  $m$  個のスパイクが検出されたとして、 $p(t)$  の推定値  $\hat{p}(t)$  を、 $i=1$  から  $m$  までの全スパイクに関して、 $\delta(t - t_i)$  と正規分布を畳み込み、運動単位数  $M$  で割って正規化したものとして求める。全運動単位の数を  $N$  とすると、各時刻で発火しているスパイクの個数の期待値は  $E[n](t) = N \hat{p}(t)$  と推定することができ、この期待値を前出の式の入力  $x(t)$  に代入することで、出力  $y(t)$  を推定することができる。（ $N; M$  の値は不確定であり、前節の  $C$  と合わせて、 $K = C \cdot N / M$  なるひとつの変数とみなす事とする。ただし、 $K$  は時間的に変化する可能性もあり、決定には色々問題はある。）

すなわち、スパイクの発火時刻  $t_j$  ( $j = 1, 2, \dots, m$ ) が何らかの方法で得られたとき、筋の張力の推定値  $y(t)$  は

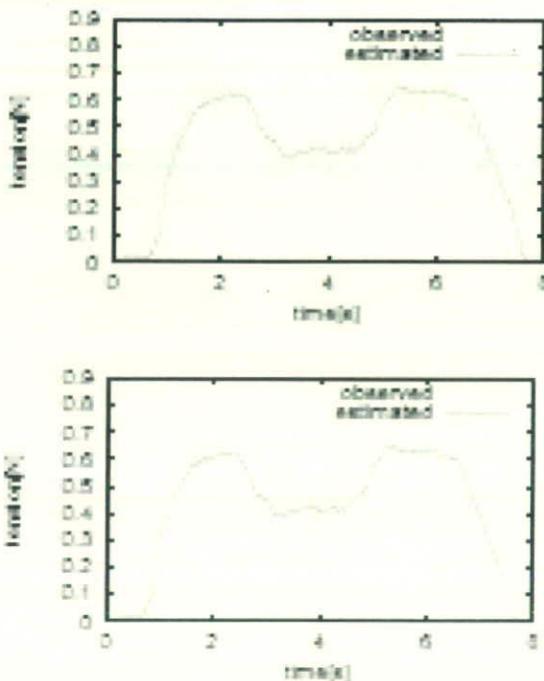


図4-2. タスクを課した際の、計測された針筋電信号から推定された力（灰色線）、と、実測した力（黒線）

図4-2 は、このアルゴリズムに基づいて、計測された針筋電信号から推定された力と実測した力を対比させた結果である。最初は強い力を出し、ついで力を弱め、最後にもう一度強い力を出すタスクを課した際のデータで、上は、全運動単位でのスパイクの分布の推定を考慮に入れた際の結果、下は、考慮に入れずに、観測したスパイクを直接モデルに入力した場合の結果である。

実測値と推定値の相関係数は、前者では

0.918, 後者では 0.912 と両者ともに高い値を示したが、後者では推定結果の振動が大きという現象が認められ、今回の手法の有効性が示唆されている。しかしながら、この単収縮モデルは等尺性収縮に限定されており、筋の長さが変わるような推定、即ち、ダイナミックな動作の推定には向いていないので、等張性収縮の関しては別のモデルを組み込む必要があり、これは今後の課題である。

現在は、まだ、末梢神経から十分な情報量の運動神経活動が記録できない状態にあるが、筋電信号によるロボットハンドの動きの制御と運動神経活動によるロボットハンドの動きの制御の橋渡しの技術として、針筋電信号を用いたロボットハンドの動きの制御を試みているので、これについて紹介する。針筋電信号は、運動神経の活動（パルス状のスパイク列）の発生に伴い、同運動神経線維に支配を受けている筋線維群が収縮する事によって生じ、運動神経線維信号と同じタイミングのパルス状の信号形態を示すので、基本的に、神経活動と等価的であり、その代用として用いる事が可能で、針筋電信号を対象として開発したプログラムは、運動神経信号が計測できるようになった場合に、比較的容易に（針筋電信号情報を運動神経信号情報に）置き換える事が可能であろうという考えから、末梢の運動神経信号が計測できない状況下における、神経信号の代用信号として、針筋電信号を用いた制御を試みている。

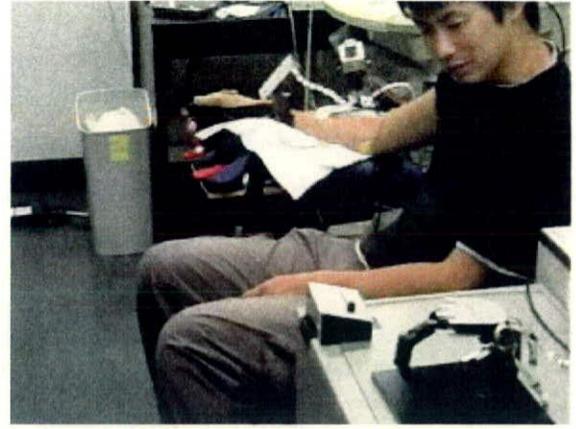


図4-1. 針筋電情報によるロボットハンド指の動きのリアルタイム制御。、計算による時間遅れが認められ、また、時に振動が認められるが、ロボットハンドの指の動きは、概ね生体側の指の動きに追従した。

（註：本プロジェクトに先だった実験の際の物）

針筋電信号と末梢運動神経信号は非常に高い相関を持ち、筋電位におけるスパイクの振幅、頻度と張力の関係は、末梢運動神経におけるスパイクの振幅、頻度と張力の関係と共通する点が多い事から、針筋電信号と等価な神経信号を用いて各指の力・関節角度などを精緻に独立制御できる義手の実現可能であることが示唆されたと考えている。

末梢神経の計測が実現された際、これらの針筋電による実験結果が末梢神経信号による義肢の制御の一助となるであろうと考えている。

#### (倫理面への配慮)

本研究はヒト遺伝子解析研究、社会的コンセンサス等を必要とする研究ではないが、動物実験に関しては、「東京大学動物実験規則」に基づいて科学上・動物福祉上適切に実施した。又、人を被験者とするマイクロニューロプログラム実験に関しても、従来の臨床を含む研究経験で安全性は十分に確認されているが、被験者に対する十分なインフォームドコンセントのもとに、ヘルシンキ宣言（1975年東京改訂）の趣旨に沿い、人を被験者とする場合の倫理上の指針を与えている東京大学医学部の「人を直接対象とした生体計測及び行動科学研究に対する倫理規定」に準じて実験を行い、術者も研究分担者である経験を積んだ神経内科医が行うなど、法令の遵守と万全の安全性の確保を講じて実施した。

#### 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) 深山里. ラット搭載車体型BMI「ラットカー」の開発: 広域多点神経電極による歩行関連情報の抽出; 医用・生体工学研究会. 2008.4.12(東京)
- 2) 深山里. 中枢神経信号によるラット搭載車制御システム「ラットカー」の開発: 広域多点神経信号からの自動発火弁別および選別法; 第47回日本生体医工学大会. 2008.5.9(神戸)
- 3) 伊藤孝佑. 末梢神経における方向別信号分離手法; 第47回日本生体医工学大会. 2008.5.9(神戸)
- 4) 浅野航平. モデル不定性を許容する適応フィルタの神経束外記録信号への応用; 第47回日本

生体医工学大会. 2008.5.9(神戸)

- 5) 高橋玄顕. 針筋電信号を用いた指の運動の推定 -神経回路モデルの有効性と適用方法の検討-; 第47回日本生体医工学大会. 2008.5.9(神戸)
- 6) 深山里. 車体型BMI「ラットカー」における運動皮質および大脳基底核の同時計測系; 第2回 Motor Control 研究会. 2008.5.30(岡崎)
- 7) 伊藤孝佑. 末梢神経信号の方向別信号分離 -末梢神経を介した運動制御を目指して-; 第2回 Motor Control 研究会. 2008.5.30(岡崎)
- 8) 谷口徳恭. 大脳基底核信号が歩行速度推定に及ぼす影響; 電気学会 電子・情報・システム部門大会. 2008.8.21(函館)
- 9) 浅野航平. 神経束外で記録された神経信号をユニット弁別するカルマンフィルタの設計法; 電気学会 電子・情報・システム部門大会. 2008.8.21(函館)
- 10) 深山里. RatCar system for estimating locomotion states using neural signals with parameter monitoring: Vehicle-formed brain-machine interfaces for rat; 30th Annual International Conference of the IEEE EMBS. 2008.8.24(バンクーバー)
- 11) 深山里. Automatic Adaptation of Vehicle Controller to Time-Varying Neural Signals Recorded in RatCar System; A Vehicle-formed BMI. 4th International Conference on Soft Computing and Intelligent Systems. 2008.9.18(名古屋)
- 12) 深山里. 車体型BMI「ラットカー」搭載時におけるラット運動中枢神経活動の時間変化に関する基礎的検討; 第23回生体・生理工学シンポジウム. 2008.9.28(名古屋)
- 13) 山水康隆. 表面筋電信号のヒストグラムを用いた指関節角度推定手法; 第23回生体・生理工学シンポジウム. 2008.9.28(名古屋)
- 14) 鈴木隆文. 多機能神経電極とラット-マシン融合システムによる移動知研究; 第2回移動知公開シンポジウム. 2008.10.21(東京)

15) 伊藤孝佑. 伝導速度に着目した末梢神経信号の分離; 電子情報通信学会ニューロコンピューティング研究会. 2008.10.23(仙台)

16) 橘秀幸. 義手制御に向けた針筋電信号による手指状態推定 ~単収縮モデルを用いた推定手法の提案~; 電子情報通信学会ニューロコンピューティング研究会. 2008.10.23(仙台)

17) 戸高貴文. An attempt to develop a prosthetic hand system with proprioceptive sensations generation of finger joint angle sensation by vibrating stimulation of muscle tendons. International Symposium on Biological and Physiological

Engineering.2008.1.13 (ハルビン)

図書

1) 満淵邦彦. 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：

## 義肢に対する感覚機能と随意運動機能賦与実験に用いる プラットフォームとしてのロボットハンドの設計と構築

課題番号：H20-ナノ一般-003

分担研究者：

下条誠 電気通信大学電気通信学部 教授  
石川正俊 東京大学大学院情報理工学系研究科 教授  
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

本分担研究は、義肢システムにおいて、1) 神経系の情報を計測し、リアルタイムで装着者の意図どおりに（随意的に）動かす事を可能とし、かつ、2) 義肢に設置したセンサ類によって検出した情報を、“神経電極”を介して生体の神経系に入力し、我々が *natural* に感じている“感覚”としてフィードバックしてやる事を可能とする技術の確立を主目的としている。これらの技術の *feasibility* を実証するための義手のプラットフォームとして、これらの機能を実装するロボットハンド（義手）の設計を行った。本ロボットハンド/アームシステムの位置づけは、義手の動きを運動経情報でコントロールでき、かつ、義手に装着したセンサ類で検出した刺激を、ナチュラルな感覚として装着者に伝えうる事実証するためのプラットフォームであり、設計したロボットハンドの仕様と、感覚機能の付与に関連して、ロボットハンドに実装を予定しているセンサ類について報告する。満洲が研究全般の統括を行い、ロボットハンドに関しては、設計は石川が、装着するセンサ類の設計と実装は下条・石川が共同で担当した。

### A. 研究目的

本研究で提案する義肢システムの *feasibility* を実証するための義手のプラットフォームとして、これらの機能を実装するロボットハンド（義手）の設計を行った。本ロボットハンド/アームシステムの位置づけは、義手の動きを運動経情報でコントロールでき、かつ、義手に装着したセンサ類で検出した刺激を、ナチュラルな感覚として装着者に伝えうる事実証するためのプラットフォームであり、設計したロボットハンドの仕様と、感覚機能の付与に関連して、ロボットハンドに実装を予定している

センサ類について以下に述べる事とする。（これらのセンサシステムについては、義手に適合したシステムを独自に開発すると共に、市販のセンサシステムも用いて、実装を行う予定となっている）。

### B. 研究方法

ロボットハンド/アームの設計方針と基本的仕様

#### 構成と自由度

手部は、第1指は2関節、第2～第5指は3関節から成り、各関節は生体と同じ可動範囲で

個別に屈曲・伸展が可能とし、自由度に関しては、a) 第1指は、MP関節・IP関節の屈曲・伸展の他に、橈側内転・外転、掌側内転・外転、および、対立運動が可能（5自由度）、b) 第1指との把持操作を行う第2、第3指については、それぞれ、MP、DIP、PIP関節の屈曲・伸展（3自由度）が可能、c) 第4、第5指については、DIP関節は独自に屈曲・伸展しうるが、MP関節とPIP関節の屈曲・伸展の動きは連動させるように設計した（各2自由度）。また、d) 指間の開閉（外転・内転）は各指間を個別に開閉させる事までは（今回は）求めず、2～5指が連動して開閉するように設計を行った。（合計16自由度）

一方、腕部に関しては、手関節での屈曲・伸展、橈屈・尺屈、回内・回外、の3自由度、肘関節では屈曲・伸展の1自由度、および、肩関節では3自由度（前方挙上・後方挙上、側方挙上、

外旋・内旋）の計7自由度が可能となるように設計を行った。（表5-1、図5-1、図5-2）  
**駆動方法等**

ロボットアームの関節部の駆動に関しては、外部に駆動装置等を必要とせず、ロボットハンド本体内に収まる事を設計の前提とし、アクチュエータとしては、DCモータの使用を、各関節の角度情報については、エンコーダ等による計測を予定している。

指部・手掌部等は、表面に圧センサ等を装着するため、（これらのセンサ類を）装着する事が可能な構造に設計しており、可搬重量は（作動原理の実証のためのプラットフォームであるので）大きく取る必要はないが、指でつまんだ場合に接触圧の大小を区別できる程度の力（200gf程度）は発生しうるように設計した。

表5-1. ロボットハンド/アームの基本的仕様

能動自由度	ハンド：16自由度 アーム：7自由度 総数：23自由度
関節可動範囲	人間と同等
定格発生力	掌中央：0.5kg 指先：0.2kg
大きさ、質量	ハンド：約185mm×100mm×36mm, 0.5kg アーム：約600mm×□□50mm, 2kg スタンド：約810mm×300mm×330mm, 8kg (モータドライバ, DC電源内蔵)
外部インターフェイス	専用PCIボード